

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO E FABRICAÇÃO DE UM PROTÓTIPO DE IMPLANTE
ODONTOLÓGICO A PARTIR DE OSSO BOVINO COMO MATERIAL DE
PREENCHIMENTO EM CIRURGIAS DE LEVANTAMENTO DE SEIO MAXILAR

Dissertação submetida à

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

para a obtenção do grau de

MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA

STEFERSON LUIZ STARES

Florianópolis, abril de 2006

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO E FABRICAÇÃO DE UM PROTÓTIPO DE IMPLANTE
ODONTOLÓGICO A PARTIR DE OSSO BOVINO COMO MATERIAL DE
PREENCHIMENTO EM CIRURGIAS DE LEVANTAMENTO DE SEIO MAXILAR

STEFERSON LUIZ STARES

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de

MESTRE EM ENGENHARIA

ESPECIALIDADE ENGENHARIA MECÂNICA

sendo aprovada em sua forma final.

Prof. Lourival Boehs, Dr. Eng. Mec
Orientador

Prof. Ricardo de Souza Magini, Dr. Periodontia
Co-Orientador

Prof. Dr. José Bellini da Cunha Neto
Coordenador do Curso

BANCA EXAMINADORA

Prof. Márcio Celso Fredel, Dr.-Ing.
Presidente

Prof. Eduardo Alberto Fancello, Eng., D.Sc.

Prof. Dr. Antônio Carlos Cardozo

Aos meus pais

Envelheço, quando me fecho para as novas idéias e me torno radical.
Envelheço, quando o novo me assusta e minha mente insiste em não aceitar.
Envelheço, quando me torno impaciente, intransigente e não consigo dialogar.
Envelheço, quando meu pensamento abandona sua casa e retorna sem nada a acrescentar.
Envelheço, quando muito me preocupo e depois me culpo porque não tinha tantos motivos
para me preocupar.
Envelheço, quando penso demasiadamente em mim mesmo e conseqüentemente me esqueço
dos outros.
Envelheço, quando penso em ousar e antevejo o preço que terei que pagar pelo ato, mesm
o que os fatos insistam em me contrariar.
Envelheço, quando tenho a chance de amar e deixo o coração que se põe a pensar:
Será que vale a pena correr o risco de me dar?
Será que vai compensar?
Envelheço, quando permito que o cansaço e o desalento tomem conta da minha alma que se
põe a lamentar.
Envelheço, enfim, quando paro de lutar!

Envelheço (Raquel de Queiroz).

À Marli Machado

*Eu andava acabrunhado e só perdido e sem lugar
Feito um galho seco arrastado pelo temporal
Pensei até em enrolar minha bandeira e dá no pé
Eu pensei até em jogar fora a minha história
Os documentos e aquela fé, Ah!
Fazia tempo que o sol não derramava luz na minha vidraça.
Depois que tudo passa o vento leva as nuvens negras
Noutra direção
Também pudera;
Uma hora era o fogo que rasgava o chão
Outra hora era a água que descia e afogava toda a plantação
Inda bem que me restou o seu sorriso
Que me alumia a alma, que me acalma quando é preciso
É como eu preciso*

Galho Seco (Zé Geraldo).

AGRADECIMENTOS

O desenvolvimento desse trabalho foi possível com o valioso auxílio direto e indireto de diversas pessoas a quem agradeço sinceramente, porém algumas merecem meu respeito e um agradecimento especial:

Ao Prof. Lourival Boehs, Dr.Eng. Mec., pela confiança, orientação, condições de trabalho e incentivo durante o desenvolvimento da pesquisa.

Ao Prof. Ricardo de Souza Magini, Dr. Periodontia, pelo apoio e colaboração na co-orientação do trabalho.

Ao pessoal do CEPID pela realização das cirurgias de implante.

Aos amigos Cristian Santiani, Fábio Hartmann, Gustavo Borges e João Paulo de Silveira Melo pela amizade, companheirismo e incentivo durante as horas mais amargas.

Ao pessoal do USICON: Eng. Mec. Fernando de Souza Pereira, Sergio Ari dos Santos, Joe Schmitz, Valtair Fabriciano Garcez, Tomaz Fidelis Monteiro Neto, pelos trabalhos na oficina e usinagem dos implantes.

À diretora do Biotério Central, Joanésia M. J. Rothstein.

Ao Prof. Dr. Newton M. Capella, do Departamento de Clínica Cirúrgica.

Ao Prof. Dr. Ricardo Tramonte, do Departamento de Ciências Morfológicas.

Ao médico veterinário Dr. Geraldo J.S. Bernardes e sua equipe da DOGMED.

À Capes, pelo apoio financeiro.

À Baumer-Biomateriais, na pessoa do Dr. Roberto Parpaiolli e ao Rodrigo “meu amigo de msn”.

A todos os professores e colegas do departamento, que ajudaram de forma direta e indireta na conclusão deste trabalho.

Ao mestre; incentivador e mago Sérgio Marquezi, o qual não cabem palavras para descrever nossa amizade e meu reconhecimento.

À Marli Machado, companheira e amiga nas horas que mais precisei.

À minha família, pelo amor, carinho e compreensão nos momentos em que precisei estar ausente.

SUMÁRIO

| | |
|--|-------------|
| LISTA DE FIGURAS..... | viii |
| LISTA DE TABELAS | x |
| SIMBOLOGIA E ABREVIATURA | xi |
| RESUMO | xiii |
| ABSTRACT..... | xiv |
| 1 INTRODUÇÃO..... | 01 |
| 2 OBJETIVOS E JUSTIFICATIVAS..... | 04 |
| 2.1 Objetivos do Trabalho..... | 04 |
| 2.1.1 Objetivo Geral..... | 04 |
| 2.1.2 Objetivos Específicos | 04 |
| 2.2 Justificativas | 04 |
| 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 06 |
| 3.1 Cirurgia de Levantamento de Seio Maxilar | 06 |
| 3.2 Biologia dos enxertos ósseo | 11 |
| 3.2.1 Osteogênese..... | 12 |
| 3.2.2 Osteoindução | 12 |
| 3.2.3 Osteocondução | 12 |
| 3.3 Enxertos Ósseos e Biomateriais Utilizados como Substitutos de Enxertos Ósseos.... | 14 |
| 3.3.1 Enxerto ósseo autógeno intra e extra-bucal | 15 |
| 3.3.2 “Enxerto” ósseo alógeno..... | 15 |
| 3.3.3 “Enxerto” ósseo xenógeno..... | 16 |
| 3.4 Prevenção e Transmissão de Doenças | 17 |
| 3.4.1 AIDS..... | 17 |
| 3.4.2 Encéfalopatia espongiforme bovina (BSE) ou doença da “vaca louca”..... | 19 |
| 3.5 Processo fisiológico de formação e reabsorção do tecido ósseo | 19 |
| 3.5.1 Morfologia e estrutura óssea..... | 20 |
| 3.5.2 Processo de remodelamento ósseo | 21 |
| 3.6 Propriedades mecânicas | 24 |
| 3.7 Conservação e preservação de implantes ósseos... .. | 28 |
| 3.8 O uso de parafusos como implantes | 29 |
| 3.9 Poder de fixação | 32 |
| 3.10 Efeito do tipo de rosca e reação biológica às forças geradas pelo parafuso | 34 |
| 3.11 Experimentos de usinagem em osso bovino | 34 |

| | |
|---|-----------|
| 4 MATERIAIS E MÉTODOS | 37 |
| 4.1 Proposta de desenvolvimeno do trabalho | 37 |
| 4.2 Procedimento Pré-operatórios | 38 |
| 4.2.1 Protocolo de pesquisa envolvendo animais..... | 38 |
| 4.2.2 Projeto dos implantes | 39 |
| 4.2.3 Usinagem dos implantes | 41 |
| 4.2.4 Poder de fixação | 44 |
| 4.3 Procedimentos Trans e Pós-Operatórios | 46 |
| 4.3.1 Procedimentos Cirúrgicos para colocação dos implantes | 46 |
| 4.3.2 Exames Radiológicos | 49 |
| 4.3.3 Preparação das amostras ósseas para avaliação do tecido neo-formado | 49 |
| 5 RESULTADOS, DISCUSSÕES E SUGESTÕES | 51 |
| 5.1 Procedimentos Pré-Operatórios | 51 |
| 5.1.1 Protocolo de pesquisa no uso de animais | 51 |
| 5.1.2 Projeto dos implantes | 51 |
| 5.1.3 Usinagem dos implantes | 55 |
| 5.1.3.1 Rugosidade da superfície..... | 56 |
| 5.1.4 Poder de fixação | 60 |
| 5.2 Procedimentos Trans e Pós-Operatórios | 64 |
| 5.2.1 Colocação dos implantes | 64 |
| 5.2.2 Exames Radiológicos | 65 |
| 5.2.3 Remoção das amostras ósseas | 66 |
| 5.2.4 Avaliação visual do tecido neo-formado | 66 |
| 5.2.5 Preparação das lâminas histológicas..... | 68 |
| 5.2.5 Avaliação histológica | 69 |
| 6 CONCLUSÕES..... | 74 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 75 |
| APÊNDICES | 83 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 3.1 – Perda óssea associada a pneumatização do seio maxilar..... | 08 |
| Figura 3.2 – Possibilidades de áreas doadoras para enxerto | 08 |
| Figura 3.3 – Técnica cirúrgica de levantamento de seio maxilar | 10 |
| Figura 3.4 – Anatomia e dimensões para o acesso traumático ao Seio Maxilar..... | 11 |
| Figura 3.5 – Enxertos ósseos e substitutos de enxertos ósseos..... | 14 |
| Figura 3.6 – Seção da tíbia proximal apresentando o tecido cortical (compacto) e trabecular (cancelar). | 20 |
| Figura 3.7 – Representação de um segmento de osso cortical..... | 22 |
| Figura 3.8 – Imagem micrografica e eletrônica de um osteóide | 23 |
| Figura 3.9 – Curvas Tensão-Deformação nos regimes elástico, plástico e fratura em amostras de osso cortical | 27 |
| Figura 3.10 – Exemplo de implante ortopédico..... | 32 |
| Figura 3.11 – Curvas típicas de carga e deformação em ensaios de arrancamento | 33 |
| Figura 4.1 – Implante fabricado em OBMD..... | 37 |
| Figura 4.2 – Cão Bangor Beagle..... | 39 |
| Figura 4.3 – Esquema para obtenção das dimensões anatômicas | 40 |
| Figura 4.4 – Técnica cirúrgica e ferramentas utilizadas no levantamento de seio maxilar | 40 |
| Figura 4.5 – Especificação da matéria-prima. | 41 |
| Figura 4.6 – Preparação da matéria-prima | 42 |
| Figura 4.7 – Geometria e dimensões em mm dos CP. | 44 |
| Figura 4.8 – Corpo de prova em embalagem esterilizada..... | 45 |
| Figura 4.9 – Tricotomia... .. | 47 |
| Figura 4.10 – Leito Cirurgico... .. | 48 |
| Figura 5.1 – Chave hexagonal externa..... | 52 |
| Figura 5.2 – Projeto dos implantes | 54 |
| Figura 5.3 – Representação esquemática referente ao erro de fabricação | 55 |
| Figura 5.4 – Perfil de rugosidade superficial | 58 |
| Figura 5.5 – Gráficos de correlação entre parâmetros de rugosidade para a totalidade dos ensaios | 59 |
| Figura 5.6 – Inserção de parafusos ósseos em amostras vivas | 64 |
| Figura 5.7 – Imagem radiograficas | 65 |
| Figura 5.8 – Imagem radiograficas | 65 |
| Figura 5.9 – Remoção das amostras ósseas | 66 |

| | |
|---|----|
| Figura 5.10 – Amostra óssea do cão 6B | 67 |
| Figura 5.11 – Amostra óssea do cão 24 | 67 |
| Figura 5.12 – Amostra óssea do cão 21. | 68 |
| Figura 5.13 – Esquema de corte para obtenção das amostras L1 e L2. | 68 |
| Figura 5.14 – Região avaliada pelo microscópio..... | 69 |
| Figura 5.15 – Amostra óssea do cão 21 | 70 |
| Figura 5.16 – Amostra óssea do cão 21 | 70 |
| Figura 5.17 – Amostra óssea do cão 8B | 71 |
| Figura 5.18 – Amostra óssea do cão 8B | 71 |
| Figura 5.19 – Amostra óssea do cão 6B. | 72 |
| Figura 5.20 – Amostra óssea do cão 6B. | 72 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 3.1 – Propriedades mecânicas do tecido cortical humano e bovino..... | 25 |
| Tabela 4.1 – Características das amostras, informações repassadas pelo Biotério Central..... | 39 |
| Tabela 4.2 – Ferramentas de corte utilizadas na usinagem dos implantes | 43 |
| Tabela 4.3 – Separação dos corpos de prova para ensaios | 45 |
| Tabela 5.1 – Dados de usinagem referentes as ensaios realizados. | 57 |
| Tabela 5.2 – $F_{máx}$ (média \pm desvio padrão) de extração reportados nos ensaios. | 62 |
| Tabela 5.3 – Valores de $F_{máx}$ reportados na literatura..... | 62 |

SIMBOLOGIA E ABREVIATURA

| | |
|------------------|---|
| % | Porcentagem |
| < | Sinal de menor |
| μm | Micrometro |
| AATB | American Association of Tissue Banks |
| ABNT | Associação Brasileira de Normas Técnicas |
| AIDS | Síndrome da Imunodeficiência Adquirida |
| ANOVA | ANalysis Of VAriance |
| ANVISA | Agência Nacional de Vigilância Sanitária |
| AO | <i>Arbeitsgemeinschaft Osteosynthesefragen</i> - Associação Suíça para o Estudo da Osteosíntese |
| a_p | Profundidade de corte |
| ARF | Ativação - reabsorção - formação |
| BMU | Unidade metabólica óssea |
| BMUs | Unidades básicas multicelulares de remodelação óssea |
| BSE | Encéfalopatia espongiforme bovina |
| CEPID | Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários |
| CEUA | Comissão de Ética no Uso de Animais |
| cm | Centímetro |
| CNC | Comando Numérico Computadorizado |
| CP | Corpos de Prova |
| CRMV | Conselho Regional de Medicina Veterinária |
| DFDBA | Decalcified freeze-dried bone allografts (Osso Alógeno Desmineralizado Congelado Seco) |
| ELISA | Enzyme-Linked ImmunoSorbent Assay |
| f | Avanço de corte |
| FDBA | Freeze-dried-bone allografts (Osso Alógeno Congelado Seco) |
| F_{max} | Força máxima |
| G1 | Grupo 1 |
| G2 | Grupo 2 |
| GRANTE | Grupo de Análise e Projeto Mecânico |
| HA | Hidroxiapatita |
| HbsAG | Hepatite B |

| | |
|--------|---|
| HCV | Vírus da Hepatite C |
| HE | hematoxilina-eosina |
| HIV | Vírus da Imunodeficiência Humana |
| HRc | Rockwell C |
| ISO | International Organization for Standardization |
| kg | Quilograma |
| kGy | Unidade de dosagem de radiação no SI |
| kN | Kilo Newton |
| mm | Milímetro |
| mm/rot | Milímetros por rotação |
| MPa | Mega Pascal |
| N | Newton |
| NBR | Norma Brasileira de Regulamentação |
| Ncm | Newton Centímetro |
| Ø | Diâmetro |
| OBMD | Osso bovino mineral desproteinizado |
| °C | Graus Celsius |
| ROG | Regeneração óssea guiada |
| rpm | Rotações por minuto |
| RTG | Regeneração tecidual guiada |
| SI | Sistema Internacional |
| UFSC | Universidade Federal de Santa Catarina |
| USICON | Laboratório de Usinagem e Comando Numérico do Departamento de Engenharia Mecânica |
| V_c | Velocidade de corte |

RESUMO

O presente estudo tem como objetivo o desenvolvimento de um implante (parafuso+porca) manufaturado por usinagem e tendo como matéria-prima osso cortical bovino mineral desproteínizado (OBMD). O implante foi desenvolvido para futuro uso clínico em substituição a enxertos ósseos nas técnicas de levantamento de seio maxilar. Avaliou-se também as possíveis alterações nas propriedades do OBMD, tanto em estado desengordurado (G1) como esterilizado (G2), através de ensaios mecânicos para medir o poder de fixação dos parafusos. Cães fêmeas da raça Bangor Beagle foram utilizados neste experimento. Por meio de um acesso cirúrgico, a tíbia foi exposta e nela foram usinadas com orientação diagonal em relação ao eixo longitudinal do osso, cinco roscas internas passantes. Os implantes esterilizados foram inseridos totalmente no osso. Após um período de observação de 120 dias, os implantes foram removidos, processados e avaliados histologicamente. Análises histológicas demonstraram evidente neo-formação de tecido ósseo à interface osso-implante.

Nos ensaios mecânicos e análise estatística entre os grupos G1 e G2 investigados foram observadas diferenças significativas ($p < 0,05$).

ABSTRACT

The present study objective is a manufactured implant development (screw+screw thread) by shielding and having as raw material the deproteinized mineral bovine cortical bone (DMBB). The implant was developed for future clinical use in replacement to bone engraft on technical surveys of maxillary sinus. It was also evaluated the possible alterations on the DMBB properties as in defatted (G1) as sterilized (G2) state, through mechanical rehearses to measure the screw fixation power. Female dogs of Bangor Beagle race were used in this experiment. Through a surgery access the tibia was exposed and on it was shielded with diagonal orientation in relation to bone longitudinal axis, five passing internal screws. The sterilized implants were totally inserted on the bone. After an observation period of 120 days the implants were histologically removed, processed and evaluated. Histological analysis showed evident bone tissue neo-formation to bone-implant interface.

On the mechanical rehearses and statistical analysis between the investigated G1 and G2 groups were observed significant differences ($p < 0,05$).

1. INTRODUÇÃO

A previsibilidade das próteses sobre implantes osteointegrados alterou paradigmas e incrementou o arsenal terapêutico para as formas diversas de edentulismo. Contudo, limitações anatômicas e a pequena quantidade de tecido ósseo disponível nas áreas doadoras intra-bucais, justificam a necessidade da utilização de áreas doadoras extra-bucais bem como o desenvolvimento de biomateriais alógenos, xenógenos ou derivados aloplásticos. Os procedimentos cirúrgicos pré-implantes, freqüentemente, são necessários para melhorar o posicionamento e permitir a utilização do comprimento ideal do(s) implante(s). Atualmente, é inaceitável a seleção de um implante inadequado e/ou a sua colocação em posição desfavorável devido a quantidade de osso insuficiente (MAGINI, 2001).

Os casos de insucessos estão freqüentemente associados à quantidade insuficiente de tecido ósseo, no sítio receptor, no momento da implantação cirúrgica.

Muito esforço tem sido direcionado ao desenvolvimento de técnicas e materiais que possam aumentar a espessura e/ou altura do tecido ósseo, obtendo-se assim, maior superfície de contato entre tecido duro e as roscas do implante (HÄMMERLE et al., 1998).

A utilização de materiais de enxerto é a forma mais comum de terapia reconstrutiva. O material pode ser retirado do próprio paciente (enxerto autógeno intra ou extra-bucal); obtido em bancos de ossos (material alógeno); derivar de material não-ósseo (materiais aloplásticos) ou ainda ter origem bovina (material xenógeno). A prevenção de respostas biológicas negativas como falta de instabilidade durante a cicatrização e o desestímulo da osseointegração estão relacionadas com características mecânicas. Aspectos mecânicos como geometria, integridade e rugosidade das superfícies usinadas são pontos chave para o sucesso da neoformação óssea (MORA, 2000).

Os processos tradicionais de enxertia fazem uso de implantes metálicos com inúmeros problemas de compatibilidade mecânica e biológica, também existe a necessidade de intervenção cirúrgica adicional para remoção do parafuso metálico. Os implantes fabricados a partir de osso cortical bovino apresentam uma perfeita compatibilidade, devido a sua estrutura natural ser comparável física e quimicamente à matriz óssea mineralizada humana, resultando na reabsorção do mesmo pelo organismo. A biocompatibilidade de um material consiste na capacidade desse material de interagir com o tecido hospedeiro sem desencadear resposta imunológica. O contato íntimo do implante, ou enxerto ao osso, sob condições estéreis, quando realizado por meio de técnica cirúrgica adequada, proporcionará a integração deste

implante aos tecidos receptores, ou ainda, influenciará na resposta cicatricial, podendo comportar-se como osteogênico, osteoindutor ou osteocondutor (SALLES, 2002).

Parafusos ósseos usinados a partir de osso cortical bovino têm potencial osteocondutor. Esses parafusos podem ter sua utilização como material de preenchimento em atrofia óssea, fixadores de enxertos em blocos e na fixação de fraturas ósseas, bem como reinserção de ligamentos articulares (JUNQUEIRA, 1995). As vantagens de se empregar parafusos de OBMD¹ nas técnicas cirúrgicas seriam: a) ausência de um segundo sítio cirúrgico para a obtenção do material de preenchimento; b) desnecessária intervenção cirúrgica adicional para remoção do parafuso metálico; c) diminuição da morbidade e; d) impossibilidade de transmissão de doenças (SCHIOCHETT, 2002) em relação aos enxertos alógenos.

Vários investigadores têm demonstrado que as propriedades mecânicas e metabólicas do osso variam de acordo com o estado nutricional, idade, sexo, espécie e fase do crescimento do doador. É necessário também considerar que as alterações das propriedades mecânicas de origem patológica farmacológica e com o tratamento utilizado para torná-lo apto a ser implantado no corpo humano.

Esta pesquisa trabalha no desenvolvimento e fabricação pelo processo de usinagem, de um implante ósseo a partir de osso bovino mineral liofilizado (OBMD), aplicado como enxerto ósseo dentário na técnica de levantamento de seio maxilar, buscando a otimização da geometria dos dispositivos para satisfação das necessidades mecânicas e biológicas.

Outro ponto relevante da pesquisa é a avaliação das ferramentas cirúrgicas disponíveis no mercado, as quais são utilizadas para a preparação do sítio cirúrgico e fixação dos implantes. Este levantamento se fez necessário para obter informações de projeto dos implantes (geometria, tolerância, modo de fixação), identificando a necessidade de estudos futuros para o desenvolvimento de novas ferramentas direcionadas à aplicação da técnica cirúrgica.

Como as propriedades mecânicas apresentadas por este biomaterial variam de acordo com o tratamento utilizado para torná-lo apto a ser implantado, também propõe-se a avaliação das propriedades mecânicas do OBMD tanto em estado desengordurado (G1) como liofilizado e esterilizado (G2), através de ensaios mecânicos.

O desenvolvimento de dispositivos de fixação reabsorvíveis é de grande relevância científica, pois se acrescenta como uma alternativa terapêutica. Destaca-se também pela importância social, traumática e econômica, já que a segunda intervenção cirúrgica indicada

para remoção dos parafusos metálicos implantados após terem cumprido sua função, será desnecessária. Outro ponto importante é o estímulo da interdisciplinaridade envolvendo as áreas da saúde e engenharia, sendo esta necessária para o desenvolvimento científico e tecnológico nessas áreas.

¹ Osso Bovino Mineral Desproteínizado.

2 OBJETIVOS E JUSTIFICATIVAS

a. Objetivos do trabalho

2.1.1 Objetivo Geral

Esta pesquisa tem como objetivo a fabricação de implantes ósseos a partir de osso bovino mineral desproteinizado. Os implantes foram inseridos em modelo animal (cão) e através de análises histológicas foram avaliadas as qualidades do tecido neo-formado, visando futuras aplicações como enxerto ósseo em cirurgias de levantamento de seio maxilar.

2.1.2 Objetivos Específicos:

Para atingir o objetivo geral, os seguintes objetivos específicos são propostos:

- Estudo anatômico do local de colocação dos implantes, necessário para determinação da geometria dos mesmos;
- Levantamento das ferramentas cirúrgicas existentes no mercado, usadas na técnica cirúrgica de levantamento de seio maxilar;
- Seleção de ferramentas de corte comerciais para fabricação dos referidos implantes com a intenção de alcançar as faixas de rugosidades que melhor favoreçam a osseointegração, sugeridas pelos estudos;
- Análise da influência das condições de usinagem (geometria da ferramenta e dados de cortes) sobre as superfícies geradas durante o processo de fabricação dos implantes;
- Realização de ensaios de extração em corpos de prova de osso bovino, para determinação do poder de fixação dos implantes e análise da influência dos processos físico-químicos, liofilização e irradiação gama sobre o mesmo;
- Análise histológica para avaliação do tecido neo-formado.

2.2 Justificativas

Os biomateriais metálicos hoje são freqüentemente utilizados na fabricação de implantes ortopédicos e ortodônticos para fixação ou reconstrução óssea. Entretanto, estes biomateriais

podem apresentar diversos inconvenientes como: rejeições biológicas, perda de massa óssea nas proximidades do implante, deslocamentos na interface osso-implante, devido à diferença de rigidez, equipe multidisciplinar para remoção da área doadora, internação hospitalar, aumento da morbidade, além da necessidade de uma segunda cirurgia para remoção dos implantes.

De acordo com as questões apresentadas, a utilização de osso bovino mineral desproteinizado, mostra-se uma alternativa viável na produção de parafusos ósseos, pois sua capacidade de integração óssea permite a redução da interface de contato com o decorrer do tratamento, promovendo a continuidade do material ósseo na região de implantação.

- Mora (2000) ao longo de sua pesquisa constatou que a fabricação de implantes por usinagem a partir do osso cortical como matéria-prima corresponde a uma série de processos que, em grande parte, reproduzem os resultados já conhecidos na área de usinagem sobre outros materiais. A proposta de fabricar implantes conforme as geométricas complexas utilizando como matéria-prima osso cortical demonstraram ser de grande potencial. Parafusos de osso cortical, usinados dentro da geometria, tolerâncias dimensionais e com as propriedades mecânicas obtidas no presente trabalho, para serem inseridos onde tradicionalmente são utilizados os parafusos metálicos, representam uma alternativa interessante para eliminar problemas de rejeição e a necessidade de uma segunda intervenção para retirar o parafuso do local do implante. [...]Mesmo que um implante ósseo não apresente a resistência de um implante metálico, pode concorrer com este e os poliméricos em aplicações de baixa solicitação mecânica, como cirurgias maxilo-faciais e periodontais.
- Em Bento (2003) foi analisado o comportamento mecânico de fêmures de coelho com implante de osso cortical bovino e fêmures de coelho com implante de titânio. O implante de osso cortical bovino tende a promover concentração de tensão, embora em menor intensidade que o implante de titânio. Porém, esta condição tende a ser amenizada no decorrer do processo de cura, pois o implante de osso cortical bovino sofre os processos biológicos de absorção e neo-formação. As propriedades mecânicas do osso cortical bovino são próximas às do osso humano receptor. Assim, quando o osso cortical bovino é utilizado como implante tem-se uma distribuição de tensões e deformações uniforme no sistema osso-implante. Além disso, após o processo de regeneração o osso receptor aproxima-se da estrutura inicial sem a presença de um corpo estranho, pois o implante ósseo, considerado como osso morto pelo organismo, é substituído por osso neo-formado devido à contínua atividade celular de remoção e deposição de massa óssea (Bento, 2003);
- Os implantes fabricados a partir de osso cortical bovino mineral liofilizado, apresentam uma perfeita compatibilidade, devido a sua estrutura natural ser comparável física e quimicamente à matriz óssea mineralizada humana, resultando na reabsorção do mesmo pelo organismo. O contato íntimo do implante, ou enxerto ao osso, sob condições estéreis, quando realizado por meio de técnica cirúrgica

adequada, proporcionará a integração deste implante aos tecidos receptores, ou ainda, influenciará na resposta cicatricial, podendo comportar-se como osteogênico, osteoindutor ou osteocondutor (SALLES, 2002).

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Cirurgia de Levantamento de Seio Maxilar

As próteses e implantes atendem a diversos requisitos: a) ajustar ao espaço anatômico do paciente; b) manter fixação mecânica sob carregamento cíclico; c) oferecer um campo funcional de movimento; d) prover estabilidade cinemática requerida. Além disso, requerem uma cuidadosa seleção de biomateriais², pois devem ser biocompatíveis³, ou seja, permitir aceitação biológica na resposta do osso receptor.

Os implantes têm se tornado um dos pontos mais interessantes e de mais rápido desenvolvimento na prática dental e atualmente eles são uma proposta como tratamento alternativo para reabilitação protética. Na mandíbula, os implantes endósseos⁴ têm provado ser um tratamento satisfatório. Na maxila posterior, no entanto, limitações anatômicas (tais como deficiência de osso alveolar e pneumatização⁵ do seio maxilar⁶) ainda continuam a ser um problema (RAGHOEBAR et al., 1997, p.119).

Em 1988 Cawood e Howell desenvolveram uma classificação para os maxilares edêntulos⁷, mostrando que a ausência de elementos dentários superiores leva à pneumatização do seio maxilar em direção ao processo alveolar.

Com o avanço da idade e após a perda dos dentes, a reabsorção do processo alveolar da maxila e do seio maxilar ocorre gradualmente como consequência da ausência das funções, resultando em pneumatização progressiva dos seios maxilares.

Estudos clínicos têm demonstrado que o processo de reabsorção óssea que ocorre seguindo a perda dos dentes é quatro vezes maior na maxila do que na mandíbula. A reabsorção mais intensa ocorre imediatamente após a perda dos dentes, resultando em reabsorção e remodelação devido à ausência de carga funcional. A perda óssea vertical no processo alveolar prossegue em aproximadamente 0,1 mm por ano, podendo variar de indivíduo para indivíduo.

² Biomateriais são materiais usados em contato com tecidos vivos no intuito de restaurar ou substituir tecidos danificados.(UFMG /LEPCom)

³ Materiais inertes biologicamente, não causando nenhum efeito nocivo ao organismo. (FEYNMAN, 1985, p.5)

⁴ É um dispositivo instalado no osso alveolar ou no osso basal. (DICIONÁRIO do Implantodontista)

⁵ Instalação progressiva ou presença de cavidades aéreas nos ossos, revestidas por mucosa, como os seios nasais acessórios.(PDAMED, 2006)

⁶ É uma cavidade no osso maxilar, recoberta por uma mucosa, onde pode ser feito enxerto ósseo com a finalidade de colocação de implantes. (DICIONÁRIO do Implantodontista)

⁷ Desprovido de dentes, desdentado.(WIKIPÉDIA)

Um dos pré-requisitos mais importantes para se obter sucesso com implantes osseointegrados⁸ é a presença de uma quantidade suficiente de osso saudável no local receptor. Isso não inclui somente uma altura óssea adequada, mas também uma largura suficiente do osso basal remanescente (BUSER et al., 1994).

De acordo com Matte (2000 apud AJZEN, 2005, p.26) “A colocação de implantes osteo-integrados exige rebordo alveolar com espessura mínima de 5 mm e altura mínima de 8 mm. Após a perda dos dentes, a reabsorção óssea irreversível e progressiva pode muitas vezes impedir a colocação de implantes”.

Os implantes dentais estão sendo usados em muitos pacientes edêntulos, pois é um excelente método de tratamento para uma reabilitação adequada. No entanto, é necessário de uma quantidade mínima de tecido ósseo para a inserção do implante.

Conforme Ajzen (2005, p.25)

Técnicas de aumento de rebordo alveolar e de levantamento do assoalho do seio maxilar “sinus lift”⁹, têm sido desenvolvidas, viabilizando desta forma a utilização dos implantes dentais.

A literatura tem evidenciado e sugerido que quando há pneumatização acentuada do seio maxilar e reabsorção do rebordo alveolar, a técnica de “sinus lift”, combinado com enxerto ósseo obtido se torne suficientes para a instalação de implantes dentais.

Quando a altura do assoalho à crista do rebordo alveolar for inferior ao que determina os protocolos cirúrgicos, fica impossibilitada a reabilitação da oclusão através de implantes osseointegrados.

Laureano Filho et al (2003) diz que “As avaliações radiográficas (Figura 3.1) constataam uma perda óssea na região posterior da maxila associada a uma pneumatização do seio maxilar. Os cortes tomográficos mostravam comprimento médio de 4,5mm e altura de 3,5mm na região desdentada maxilar”.

⁸ Conexão estrutural e funcional existente entre osso vivo organizado e a superfície de um implante carregado. (DICIONÁRIO do Implantodontista)

⁹ Termo em inglês que significa elevação do seio maxilar com a finalidade de fazer enxerto. (DICIONÁRIO do Implantodontista)

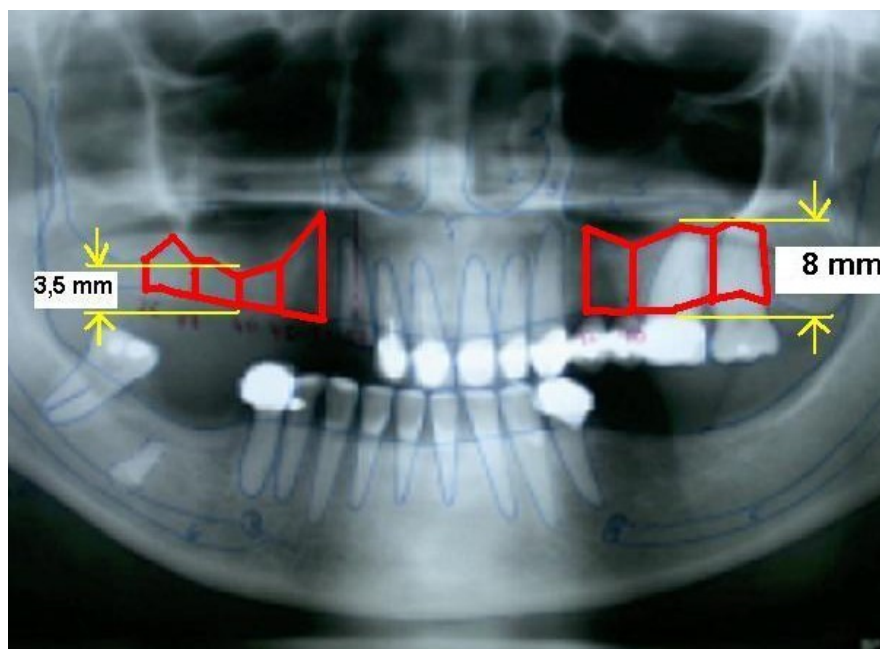


Figura 3.1 - Perda óssea associada a pneumatização do seio maxilar.
Fonte: Laureano Filho, 2003.

Novas técnicas têm sido desenvolvidas para permitir a colocação de implantes em áreas com altura óssea vertical reduzida. Uma dessas técnicas é o uso simultâneo de implantes osseointegrados com enxerto ósseo autógeno¹⁰ em seio maxilar. Existem várias possibilidades de áreas doadoras intra-bucais (ramo mandibular, sínfise mandibular) e extra-bucais (crista ilíaca, tíbia, costela) (Figura 3.2).

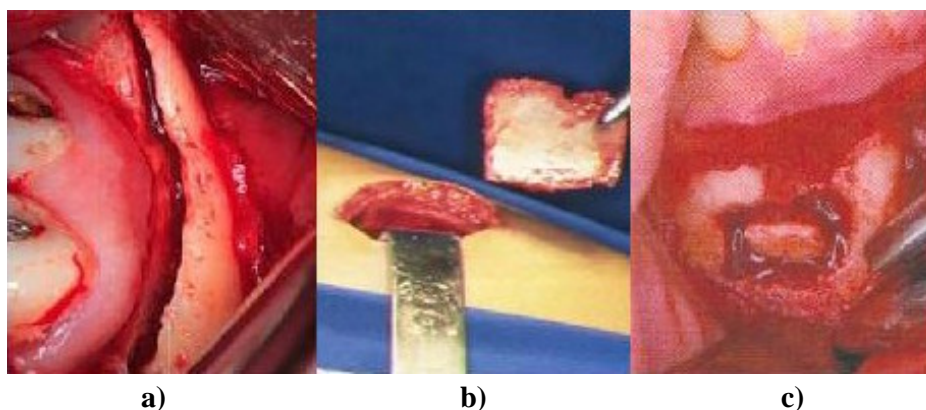


Figura 3.2 - Possibilidades de áreas doadoras para enxerto, a) ramo mandibular; b) tíbia; c) sínfise mandibular
Fonte: Magini, 2001

¹⁰ Enxerto removido de uma parte do corpo do paciente e transplantado para outra parte do mesmo corpo. (SCHIOCHETT, 2002)

Conforme a Figura 3.3, o procedimento cirúrgico traumático de levantamento de seio maxilar é realizado sob anestesia local, através de osteotomia¹¹, ($\pm 25\text{mm} \times 15\text{mm}$) em baixa rotação, com broca esférica adiamantada na parede lateral que apresenta pequena espessura óssea (em torno de 1 mm) do seio com o objetivo de elevar a membrana, de acordo com Chavanaz (1990 apud MAGINI, 2006, p.19).

Com o auxílio de uma cureta¹² de angulação adequada, a mucosa sinusal deve ser inicialmente elevada na região do assoalho do seio maxilar, anterior e posterior, seguindo-se por toda a extensão da osteotomia, fazendo dessa forma a liberação (dissecação) da membrana.

O enxerto é removido da região retromolar da mandíbula, área onde se encontra maior quantidade de osso cortical¹³ e pouca medular¹⁴. No deslocamento do retalho os destaca-periosteos do tipo Molt e afastadores de Minnissota e de ramo, promovem a exposição da área do ramo/corpo através de um retalho mucoperiosteal¹⁵. As osteotomias são realizadas com brocas (701 e 702), discos e serras recíprocas. A separação do enxerto é efetuada com a pinça de Smith (“bico de pato”), elevadores de Potts e cinzéis. A quantidade de enxerto a ser removido depende de cada caso (em média de 2 até 4cm).

Dando sequência ao procedimento o osso é particulado, obtido pela trituração de blocos ósseos, através de percussão (formato de pilão) e moenda (corte com lâmina). A trituração com moenda possibilita partículas mais homogêneas e maior volume de material de preenchimento.

A decisão de colocação imediata de implantes com o preenchimento de elevação da membrana e preenchimento sinusal dependerá do rebordo residual. Com altura óssea mínima de 8mm, é possível a colocação simultânea de enxerto no seio maxilar e fixação dos implantes. Na ausência de rebordo residual suficiente para a estabilização primária dos implantes, opta-se pelo preenchimento mediato, ou seja, o preenchimento do seio maxilar com posterior colocação dos implantes, finalizado com suturas.

¹¹ Secção cirúrgica de osso. (VIATUSALUD)

¹² Instrumento cirúrgico em forma de colher, usado para raspagem. (VERARDO, 1987)

¹³ É uma camada periférica de tecido ósseo compacto. A média de espessura do osso cortical é de dois milímetros. (DICIONÁRIO do Implantodontista)

¹⁴ É um tecido ósseo esponjoso localizado na medula do osso, diferente do córtex que é compacto. (DICIONÁRIO do Implantodontista)

¹⁵ É uma camada, ou um tecido conjuntivo que recobre o osso. O periosteio na cavidade oral é extremamente importante por seu potencial formador de osso. (DICIONÁRIO do Implantodontista)

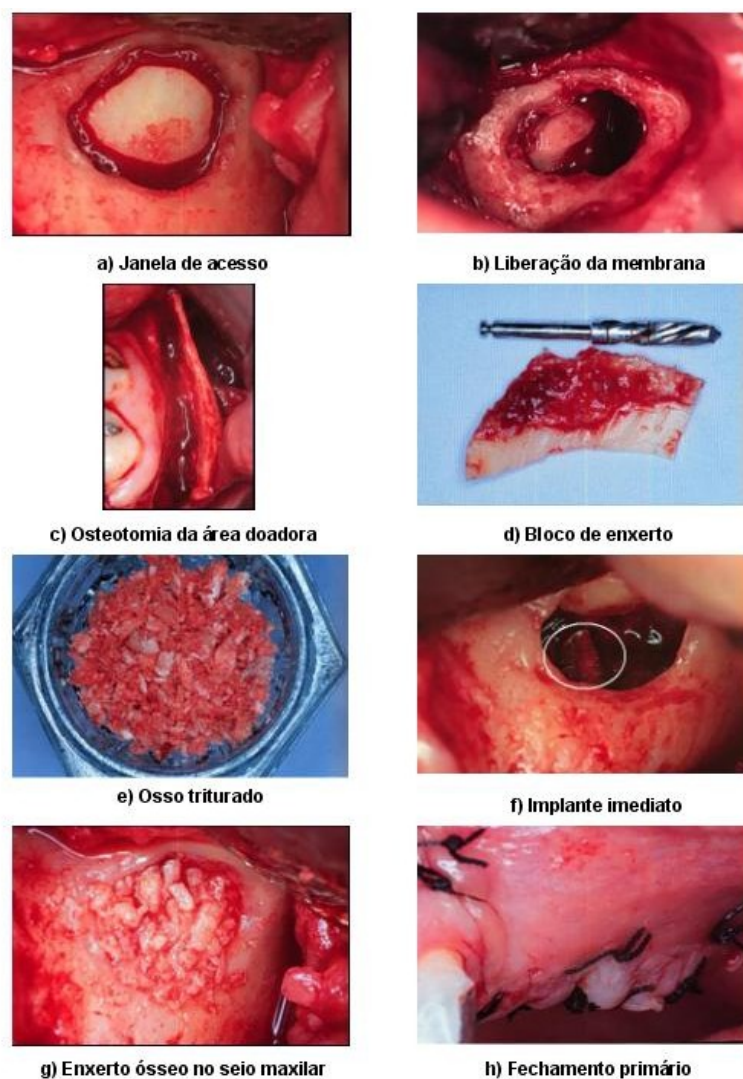


Figura 3.3 - Técnica cirúrgica de levantamento de seio maxilar.
 Fonte: Magini, 2001

A técnica de levantamento de seio maxilar com enxerto ósseo retirado de áreas doadoras do próprio paciente apresenta a desvantagem do aumento do tempo operatório, pois a remoção do enxerto deve ser realizada no mesmo tempo cirúrgico.

Limitações anatômicas e a pequena quantidade de tecido ósseo disponível nas áreas doadoras intra-bucais, justificam a necessidade da utilização de áreas doadoras extra-bucais

bem como o desenvolvimento de biomateriais alógenos¹⁶, xenógenos¹⁷ ou derivados aloplásticos¹⁸.

As cirurgias de enxerto ósseo no seio maxilar denominadas traumáticas têm o acesso realizado pela parede lateral. A parede inferior (assoalho do seio maxilar) relaciona-se diretamente com os dentes posteriores. A altura óssea disponível entre essa parede e a crista óssea do rebordo de pacientes edêntulos é fundamental para o planejamento do enxerto ósseo no seio maxilar. A Figura 3.4 representa as dimensões para o acesso traumático.

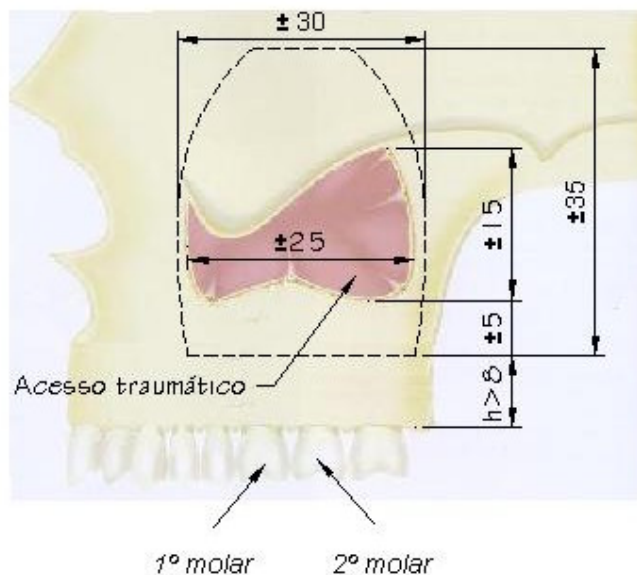


Figura 3.4 - Anatomia e dimensões para o acesso traumático ao Seio Maxilar.
Fonte: Magini, 2006

3.2 Biologia dos enxertos ósseos

Colucci (2002, p. 27) afirma que:

Aproximadamente 0,7% do esqueleto humano é reabsorvido diariamente e substituído por osso novo e saudável. Com a idade e doenças metabólicas, o processo de renovação normal pode diminuir, determinando um aumento da idade média do osso. Este aumento pode afetar a futura localização e integração de implantes.

Para Pontual e Magini (2004, p. 273):

Os procedimentos cirúrgicos pré-implantes muitas vezes são necessários para melhorar o posicionamento e permitir a utilização do comprimento

¹⁶ É um transplante de um indivíduo para outro indivíduo geneticamente não idêntico, mas da mesma espécie. (SCHIOCHETT, 2002)

¹⁷ É um enxerto obtido de um animal de espécie diferente e também é tratado para que sejam removidos os radicais mais antigênicos. (SCHIOCHETT, 2002)

¹⁸ É um enxerto de material sintético relativamente inerte. Geralmente metal, cerâmica, ou um polímero. (SCHIOCHETT, 2002)

ideal do(s) implante(s). No momento, é questionável a seleção de um implante inadequado e/ou sua colocação em posição desfavorável devido à quantidade de osso insuficiente.

A forma mais comum de terapia reconstrutiva é a utilização de materiais de preenchimento. Os mesmos podem ser utilizados, na odontologia, no tratamento de defeitos ósseos periodontais e no restabelecimento da arquitetura perdida por reabsorção óssea ou devido a traumas acidentais. A invalidez oral traz como consequência sérios problemas na mastigação e fonação do indivíduo, bem como impacto negativo nas atividades sociais do mesmo.

A regeneração de um novo tecido formado a partir de um pré-existente é uma conduta que exige conhecimentos e atitudes multidisciplinares, principalmente na área biológica (biologia celular, biologia molecular e bioquímica); para tanto existem três distintas estratégias que são: osteogênese, osteoindução e osteocondução, objetivando a formação de tecido naturalmente saudável.

Osteogênese

É a formação e desenvolvimento do osso. Um enxerto osteogênico é derivado ou composto de tecido envolvido no crescimento ou reparo do osso. As células osteogênicas podem estimular formação de osso em tecidos moles ou ativar um crescimento ósseo mais rápido em locais ósseos. Este termo tem sido usado para definir a capacidade de enxertos ósseos de formar osso através de células osteoblásticas¹⁹ contidas no enxerto transplantado.

3.2.2 Osteoindução

É o processo de estimular a osteogênese. Os enxertos osteoindutores podem ser usados para aprimorar a regeneração óssea e o osso pode até crescer ou se estender em uma área onde ele normalmente não é encontrado.

Urist (1965 apud BETTI, 2004, p. 3) diz que:

Osteoindução é a propriedade de uma substância induzir células indiferenciadas a diferenciarem-se em células osteoprogenitoras e estas em osteoblastos, com posterior formação de novo tecido ósseo.

3.2.3 Osteocondução

Schiochett (2002, p.11) define osteocondução como:

¹⁹ Formadoras de osso (YANO, 2005)

O processo que permite a osteogênese quando células já comprometidas com a formação óssea estão presentes em um ambiente fechado. Propicia uma matriz física ou uma estrutura adequada para a deposição de novo osso. Para estimular o crescimento ósseo a partir de sua superfície, um enxerto osteocondutor requer a presença de osso pré-existente ou células mesenquimais diferenciadas.

Todos os materiais de enxerto ósseo possuem pelo menos um dos três modos de ação. O mecanismo pelo qual estes materiais funcionam, depende normalmente da origem e composição do material.

“Os enxertos ósseos e substitutos de enxertos ósseos podem derivar de osso vital ou desvitalizado. Há ainda a possibilidade dos substitutos procederem de materiais não ósseos com composição orgânica ou inorgânica” Ouhayoun (1997 apud SCHIOCHETT, 2002, p. 14), a Figura 3.5 resume esta classificação.

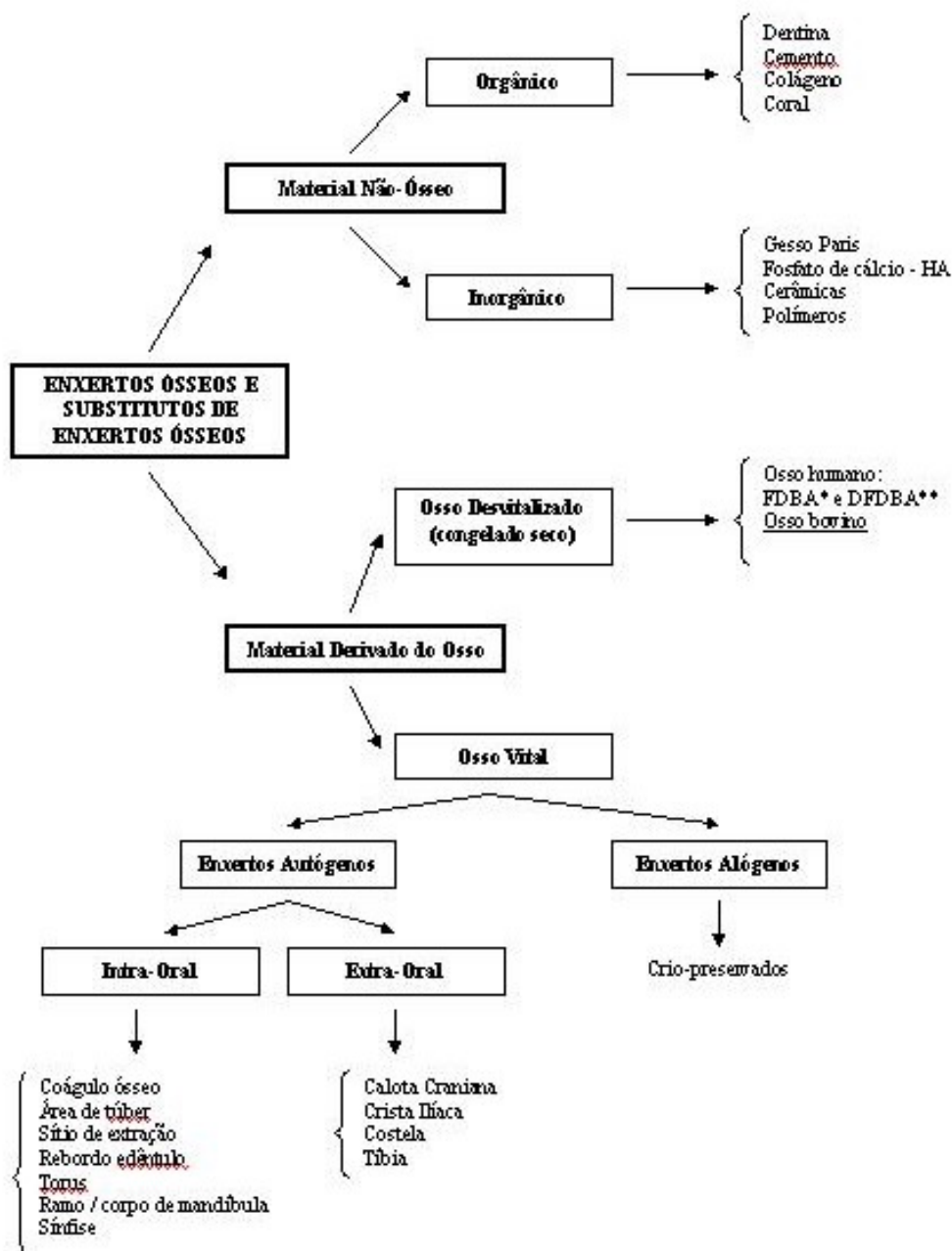


Figura 3.5 - Enxertos ósseos e substitutos de enxertos ósseos.

Fonte: Schiochett, 2002.

3.3 Enxertos Ósseos e Biomateriais Utilizados como Substitutos de Enxertos Ósseos

Os enxertos ósseos e biomateriais são utilizados para preenchimento de espaços em cirurgias de reconstrução. Como materiais disponíveis para esta aplicação têm-se: a) enxertos ósseos autógenos, obtidos do próprio paciente; b) enxertos ósseos alógenos, doados de outro humano; c) enxertos ósseos xenógenos, transplantados entre seres de espécies diferentes, como: osso bovino e o coral natural (SCHIOCHETT, 2002).

3.3.1 Enxerto ósseo autógeno intra e extra-bucal

O enxerto ósseo autógeno é obtido do próprio paciente. Contém células tronco osteoprogenitoras e osteoblastos ativos, e cicatriza-se através da osteogênese.

Marx et al. (1994 apud BRANDÃO, 2005)

Descreveram as vantagens da utilização de osso autógeno como material de enxertos. Os autores acreditam que por possuir células osteocompetentes e todos os fatores de crescimento inerentes ao reparo ósseo, este tecido deveria ser o de eleição nos enxertos de aposição comuns as reconstruções maxilares e mandibulares.

Para Sassioto (2004, p. 496)

A aquisição de enxerto ósseo autógeno agrega riscos ao paciente, incluindo incisão cirúrgica adicional, aumento da morbidade pós-operatória, debilitação do local doador e quantidade disponível insatisfatória de enxerto autógeno, como nas crianças e adultos submetidos a procedimentos operatórios anteriores.

Os enxertos autógenos podem ser removidos de sítios intra ou extra-bucal nas formas particuladas ou em blocos.

3.3.2 “Enxerto” ósseo alógeno

O “enxerto” ósseo alógeno é obtido e transplantado entre seres de mesma espécie, mas geneticamente diferentes, ou seja, retirado de um ser humano para ser empregado em outro.

São obtidos em bancos de tecidos a partir da autópsia, de doadores humanos, realizada dentro de 12 horas após a morte.

Alves (2001) diz que:

Enxerto ósseo alógeno tem sido usado na terapia periodontal nas últimas três décadas. Ele é geralmente usado em uma destas duas formas: enxerto alógeno de osso liofilizado (FDBA) e enxerto alógeno de osso liofilizado desmineralizado (DFDBA). Ambos têm sido usados com sucesso para regenerar o aparato de inserção durante o tratamento periodontal, quando comparado ao tratamento sem a utilização de enxerto.

A grande vantagem para o paciente que utiliza esse substituto de enxerto ósseo é a eliminação de uma cirurgia adicional (intra ou extra-bucal). Bancos de tecidos são os responsáveis pela comercialização deste tipo de material.

O material é liofilizado de acordo com as diretrizes da Associação Americana de Bancos de Tecido, objetivando prevenir a transmissão de doenças.

De acordo com Alves (2001):

A maioria dos bancos de ossos segue as orientações da American Association of Tissue Banks (AATB) no que diz respeito à obtenção, processamento e esterilização dos enxertos ósseos. As orientações da AATB se aplicam ao controle de qualidade e conformidade às normas, garantindo a segurança e contra-indica a coleta de ossos nas seguintes circunstâncias:

1. doadores pertencentes a grupos de alto risco, determinado por testes médicos e/ou grupos de risco comportamentais;
2. doadores HIV positivos detectados pelo método ELISA²⁰;
3. doadores cuja autópsia revele doenças ocultas;
4. doadores soro-positivos para contaminação bacteriana;
5. doadores soro-positivos para antígeno de superfície de hepatite B (HbsAG) ou a vírus de hepatite C (HCV);
6. doadores soro-positivos para sífilis.

3.3.3 “Enxerto” ósseo xenógeno

O enxerto xenógeno é obtido de outra espécie e, vem apresentando resultados promissores, mostra-se como uma alternativa à intervenção em um segundo sítio cirúrgico (no caso do enxerto autógeno) ou aos riscos de contaminação e custos com exames laboratoriais (no caso do enxerto alógeno).

Correia (2002, p. 47) conta que:

Mais recentemente confirmou-se que uma matriz de mineral ósseo xenógeno purificado estimula a neo-formação de osso nos seres humanos [...] As partículas de osso autógeno e as de osso xenógeno atuam como um andaime para a formação óssea. A maioria das partículas enxertadas incorporam-se no novo osso.

O uso da matriz mineral óssea impede o afundamento dos autoenxertos e aumenta a densidade do osso regenerado, melhorando assim os resultados globais, em comparação com o uso exclusivo de autoenxertos.

O xenoenxerto tem uma porosidade de 75% na sua estrutura, que é aproveitada para a regeneração de novo tecido ósseo.

É comum utilizar o osso bovino nos procedimentos de enxertia, é o que diz Sanada (2003, p.209-215)

Alicerçado na abundância, baixo custo do osso bovino e no processamento mecânico e químico adequado, diversas empresas vem produzindo biomateriais com osso bovino como substituto ósseo.

²⁰ Enzyme-Linked ImmunoSorbent Assay (TOSCANO, I.A. S.; RIBEIRO, M. L.; ROCHA, J. C. et al, 2000)

(Gen-Ox®, Baumer S.A., Mogi Mirim, Brasil; Keil Bone™, Braun Milsungen, Milsungen, Alemanha; Bio-Oss™, Geistlich Pharma, Wolhusen, Suíça; e Surgibone™, Unilab Surgibone, Mississauga, Ontário, Canadá).

O processamento do osso bovino pode resultar em dois tipos distintos de material: o inorgânico e o orgânico. O inorgânico é livre de proteínas e células e está caracterizado pelo elevado conteúdo de hidroxiapatita. A desproteinização é obtida através de tratamento térmico a temperaturas superiores a 300°C, mas quanto mais alta a temperatura, menor a possibilidade de bioabsorção do material. Por outro lado, o tratamento do osso bovino com solventes orgânicos, álcalis e ácidos com concentração e temperatura controlada leva à remoção de células, detritos celulares e várias proteínas não colágenas, bem como a porção mineral, deixando um arcabouço protéico constituído basicamente de colágeno tipo I e pequena quantidade de fatores de crescimento, como a proteína morfogenética óssea. [...] O Brasil tem uma posição invejável neste campo por ter seu rebanho livre de encefalopatia espongiforme (BSE, doença da vaca-louca).

3.4 Prevenção e transmissão de doenças

A possibilidade de transmissão de doenças, apesar de remota, através do sangue e tecidos contaminados é motivo de preocupação na utilização de enxertos ósseos alógenos e xenógenos.

São consideradas de risco na transplantação alógena a AIDS – e na transplantação de osso xenógeno a encefalopatia espongiforme bovina (BSE).

3.4.1 AIDS

A AIDS - síndrome da imuno deficiência adquirida pode ser transferida para pacientes receptores de transplantes de rins, coração e fígado, assim como, enxertos de pele e enxertos ósseos contaminados.

Alves (2001) constata:

Embora quatro casos de HIV tenham sido relatados após procedimentos com enxertos alógenos congelados, deve ser enfatizado que enxertos ósseos alógenos frescos e congelados não são usados tipicamente em terapia periodontal. O tempo de espera requerido para o processamento do DFDBA e do FDBA assegura que existe o período necessário para se testar qualquer potencial patogênico, garantindo a segurança destes materiais de enxerto.

O primeiro passo na tentativa de evitar a infecção é uma projeção rigorosa dos doadores potenciais e omissão dos doadores de alto risco, através de: revisão médica social, teste de anticorpos e antígeno ao vírus do HIV.

Para Chohfi et al (1994, p.674)

A possibilidade de transmissão do vírus HIV através de um enxerto ósseo alógeno obriga a adoção de medidas de controle rigorosas dos doadores.

Os processos de esterilização dos enxertos ósseos apresentam implicações que não garantem a ausência de agentes transmissores. A esterilização por raios gama (25.000 grays²¹) destrói as bactérias e os parasitas, mas não os vírus. O óxido de etileno, eficaz contra bactérias e vírus, altera a estrutura óssea e a osteoindução. A esterilização pelo calor por autoclave esteriliza os enxertos em relação às bactérias e ao vírus HIV.

Na maioria das vezes, os métodos de congelamento dos enxertos ósseos são capazes de inativar os vírus HIV que possam estar presentes. Entretanto, embora reduzido, resta um risco que só pode ser eliminado através da seleção rigorosa dos doadores de risco.

As normas recomendam que, para doador vivo, deve-se realizar, além da história epidemiológica, exames laboratoriais sorológicos para hepatites B e C e HIV. Estes exames devem ser repetidos após três meses para ultrapassar o período pré-sorológico.

O vírus do HIV é frágil ao aquecimento em condições laboratoriais, e no estado líquido é desativado em minutos, mas no estado congelado/seco, a desativação pode levar muitas horas, o que acarretaria destruição das proteínas ósseas morfogenéticas e desnaturação do colágeno.

Concluindo, nenhum dos métodos de esterilização óssea parece ideal, devido à redução das qualidades biológicas do enxerto, toxicidade ou desativação insuficiente do vírus.

3.4.2 Encefalopatia espongiforme bovina (BSE) ou doença da “vaca louca”

Quando o material para enxertia tiver origem bovina, as mesmas considerações feitas ao material de origem humana, permanecem verdadeiras, com algumas pequenas diferenças:

Os animais devem ser selecionados de rebanhos não expostos à encefalopatia espongiforme bovina e sem evidências de alimentação com carne infectada ou alimentação com ossos.

Correia (2002, p.48) informa que:

Actualmente assiste-se a uma grande discussão em torno da segurança dos materiais biológicos, quando incorporados no corpo humano, mais especificamente, e no que diz respeito a materiais de proveniência animal, à transferência da Encefalopatia Espongiforme Bovina (BSE) ao homem. Informações há sobre a BSE que alertam o público sobre o emprego de xenoenxertos de origem bovina. Sabe-se já que a BSE é transmitida pelo alimento das vacas com farinhas (que continham tecido neurológico) de ovelhas infectadas pela BSE. E o prião, responsável pela BSE, encontra-se nalguns tecidos orgânicos destes animais.

²¹ Unidade de medida em radioterapia. Equivalente a 100rads, abreviado: Gy. (HOSPITAL do Câncer)

A doença é transmitida, experimentalmente, de humanos para vários tipos de animais, mas por razões óbvias não existem evidências registradas da contaminação de animal para humano. Smith et al (1995) relataram 3 casos de encefalopatia espongiforme em fazendeiros que tiveram contato com rebanhos afetados com a doença da “vaca louca”.

3.5 Processo fisiológico de formação e reabsorção do tecido ósseo

Os enxertos ósseos tornaram-se um dos procedimentos mais freqüentes realizados nas cirurgias reconstrutivas. O grande número de opções de reconstrução gerado devido aos avanços na cirurgia crânio-facial criou a necessidade de grande quantidade de osso doador e de técnicas que permitam a transferência de material ósseo para áreas distantes.

O conhecimento, a fisiologia de transferência e cicatrização óssea, acompanhado da literatura experimental de sobrevivência do enxerto, fornecerão bases para obtenção de melhores resultados na aplicação clínica.

Enquanto a maioria dos tecidos apresenta capacidade limitada de regeneração e cicatrização através da formação de um tecido cicatricial, o tecido ósseo encontra-se em estado constante de regeneração e substituição.

De acordo com Rosen (2003), dois tipos de células ósseas realizam a remodelação: os osteoblastos formadores de ossos e os grandes osteoclastos²², que reabsorvem os ossos. Ambos somam de três a quatro milhões de sítios de remodelação, denominados de unidades básicas multicelulares de remodelação óssea (BMUs), espalhados por todo o esqueleto. A remodelação sempre ocorre na mesma seqüência: uma fase de reabsorção óssea rápida (duas a três semanas) seguida de uma fase de formação óssea mais lenta (dois a três meses).

3.5.1 Morfologia e estrutura óssea

O tecido ósseo é organizado em cortical (compacto), material denso contendo menos de 10% de porosidade, trabecular (esponjoso ou cancelar), menos denso que o cortical, apresentando uma porosidade que varia entre 40% a 90%.

²² são células especializadas que "comem" células ósseas que ficam velhas, cristalizadas e sujeitas a fraturas.(LEE)

Estes tecidos ósseos (Figura 3.6) apresentam diferenças em relação ao desenvolvimento, arquitetura, função, proximidade da medula, irrigação sanguínea, tempo de remodelamento, assim como na magnitude das variáveis dependentes da idade.

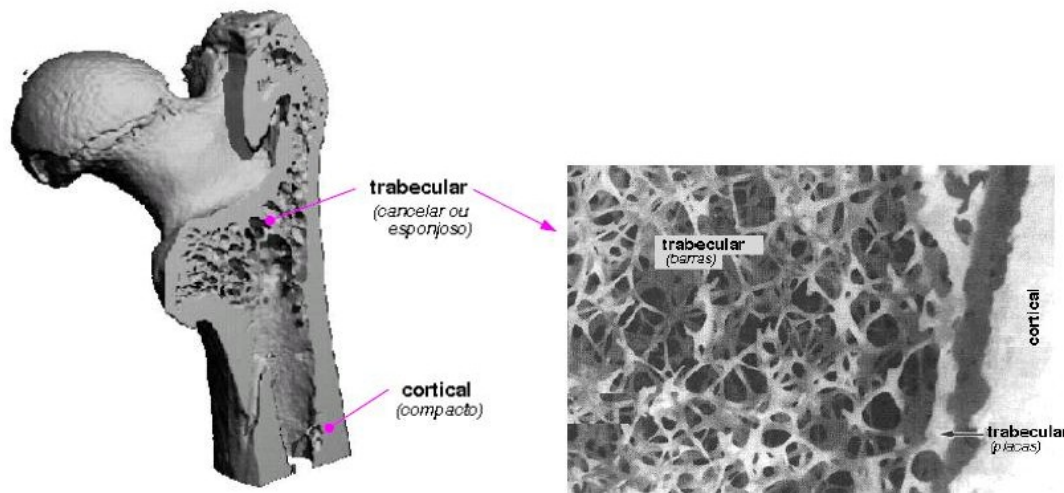


Figura 3.6 - Seção da tíbia proximal apresentando o tecido cortical (compacto) e trabecular (cancelar).
Fonte: Cowin, 2001.

A quantidade e disposição destes dois tipos de tecidos variam em diferentes ossos, e ainda em diferentes partes destes mesmos ossos, de acordo com o peso e a resistência necessária.

O osso cortical é uma densa massa sólida com apenas canais microscópicos. Aproximadamente 80% da massa total do esqueleto de um adulto humano é cortical, o qual compõe uma parede externa de todos os ossos e é altamente responsável pela função de suporte e proteção do esqueleto. Nos ossos longos, o tecido cortical forma uma camada externa mais espessa na região da diáfise²³ e mais fina na epífise²⁴, enquanto que nos ossos curtos e chatos é o principal componente, como por exemplo, nos ossos chatos da cabeça, onde há 2 camadas espessas de cortical formando as tábuas externa e interna entre as quais se distribui uma camada de osso trabecular de espessura variável denominada Díploe.

O tecido trabecular, por sua vez, encontra-se no interior das extremidades dos ossos longos e é o principal componente dos ossos irregulares como as vértebras, compondo os 20%

²³ Porção central do osso longo. (UNIVERSIDADE de São Paulo. Laboratório de Biomecânica)

²⁴ cada uma das extremidades dos ossos longos; glândula de secreção interna, também chamada glândula pineal (PRIBERAN)

restantes de massa esquelética. Sua estrutura consiste num arranjo de barras e placas largas conhecidas como trabéculas, encontradas na parte interna do osso (COWIN, 2001).

3.5.2 Processo de remodelamento ósseo

Devido a alta capacidade de regeneração espontânea do osso, fraturas ou defeitos ósseos são reparados com a produção de novo tecido ósseo com a mesma organização estrutural do tecido original. No entanto, esta capacidade regenerativa é limitada pelo tamanho da lesão.

O fato de que defeitos ósseos extensos provocados por traumas, infecções, neoplasias e anomalias de desenvolvimento não se regeneram espontaneamente, representam um problema atual na medicina e odontologia. Um dos principais fatores que atua impedindo a regeneração é a rápida formação de tecido conjuntivo de origem não óssea, que invade a área do defeito, dificultando ou impedindo parcial ou totalmente a neo-formação óssea no local (HOLLINGER, 1996).

Jorgetti (2003):

A remodelação óssea é um processo ativo que ocorre em todo o esqueleto, ao longo da vida, permitindo que o mesmo seja continuamente renovado. Ocorre por meio de dois ciclos intimamente acoplados (reabsorção e formação), determinados pela clássica sequência ARF: ativação - reabsorção - formação. Após a ativação, os osteoclastos formam a lacuna de reabsorção. Uma vez terminada essa fase, os pré-osteoblastos migram para a cavidade, diferenciam-se em osteoblastos e iniciam a formação da matriz óssea. A mineralização da matriz somente ocorre vários dias após sua síntese e durante esse processo, alguns osteoblastos serão enclausurados, transformando-se em osteócitos. A esse conjunto de células ósseas e o osso novo formado dá-se o nome de unidade metabólica óssea (do inglês, BMU). (esquema da remodelação óssea).

Borba (2003) diz que o remodelamento ósseo é um processo fisiológico regulado pela interação entre as células ósseas e uma variedade de hormônios sistêmicos, citocinas, fatores de crescimento e mediadores inflamatórios.

O osso deve se repor ou se renovar por si próprio, pois a qualidade de um osso adulto se corrompe com o tempo.

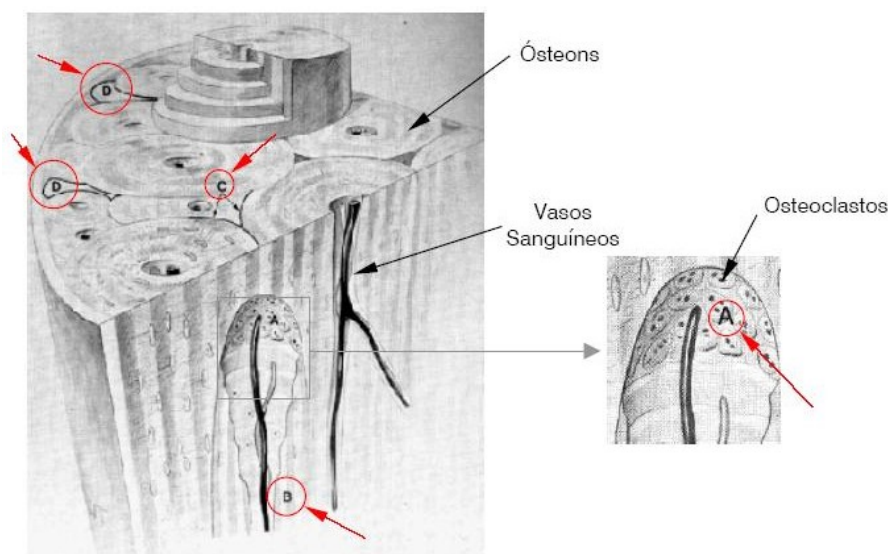


Figura 3.7 - Representação de um segmento de osso cortical. Em A) – núcleo de corte de osteoclastos visto ativamente criando um túnel ao longo do qual osso novo é criado, para formar em B) um novo ósteon. C) – linhas cimentantes e D) – lamelas intersticiais.

Fonte: Bento, 2003.

O remodelamento tem efeito positivo ou negativo na qualidade do osso ao nível do tecido. Ele serve para remover microfraturas, substituir osso morto e hipermineralizado e adaptar a microarquitetura no local de tensões elevadas. No osso trabecular, o remodelamento pode perfurar ou remover trabéculas e no cortical, aumenta a porosidade, decresce a espessura e possivelmente reduz a resistência óssea.

Um ciclo de remodelamento inclui 6 estágios consecutivos: repouso, ativação, reabsorção, inversão (acoplamento), formação, mineralização e retorno ao repouso. Em muitos animais adultos incluindo os humanos, em torno de 80% do cancelar e cortical superficial (periosteal e endosteal) e 95% da superfície intracortical são inativos em relação ao remodelamento ósseo durante um determinado tempo (COWIN, 2001).

Estas superfícies inativas estão num estado de repouso. A conversão da superfície óssea em repouso para atividade de reabsorção é referida como Ativação. O fator que ativa este processo ainda não é conhecido, mas acredita-se que ocorre parcialmente em resposta estrutural local ou por solicitação biomecânica.

O período de reversão corresponde ao momento em que as lacunas de Howship²⁵ e os cones de desgaste estão ausentes de osteoclastos. O estágio inicial da produção do osso consiste na secreção de moléculas de colágeno e substância fundamental pelos osteoblastos, formando fibras colágenas.

²⁵ Depressões na superfície do osso. (ALMEIDA; SAMPAIO; ANDRADE et al., 2003, p.309)

O tecido resultante deste processo é o osteóide (Figura 3.8), um material semelhante à cartilagem, porém diferindo dela, devido à precipitação de sais de cálcio. À medida que o osteóide se forma, alguns osteoblastos ficam aprisionados no osteóide, passando a ser denominados osteócitos (Cowin, 2001).

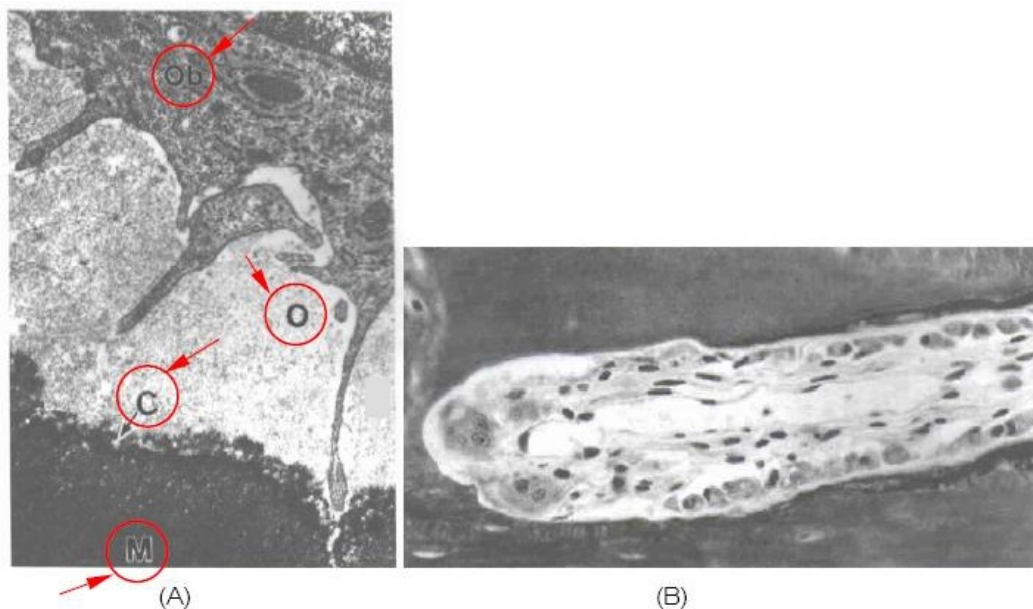


Figura 3.8 - Em A, micrografia eletrônica de um osteóide. (O) Uma região do osteóide entre um osteoblasto (Ob) e matriz mineralizada (M). (C) Linha cimentante separando o osso velho do osso novo. Em B, remodelamento do osso cortical. Osteoclastos reabsorvendo o túnel e os osteoblastos preenchendo-o.

Fonte: Cowin, 2001.

3.6 Propriedades mecânicas

O osso é um tecido vivo que serve a duas funções primordiais: suporte estrutural e metabolismo do cálcio. Ele é composto por uma matriz de proteína colágena que é impregnada com sais minerais, entre os quais se incluem o fosfato de cálcio (85%), o carbonato de cálcio (10%), pequenas quantidades de fluoreto de cálcio e fluoreto de magnésio (5% somados).

O osso possui uma acentuada combinação de propriedades físicas, sendo muito resistente às tensões mecânicas ao mesmo tempo em que apresenta elasticidade e leveza. Em todos os seus níveis de organização, a sua estrutura assegura melhor resistência com grande economia de substâncias e um mínimo peso, apesar de sua resistência e dureza. É uma estrutura dinâmica, viva e continuamente renovada ao longo da vida do indivíduo, conforme o tipo e intensidade de carregamento imposto. Devido à sua capacidade de reconstrução interna

e resposta a estímulos mecânicos externos, os ossos podem ser parcialmente modificados por procedimentos cirúrgicos e por aparelhos ortopédicos e ortodônticos (AMARAL et al., 1994).

É um material de natureza biológica, suas propriedades físicas variam amplamente de amostra a amostra. Quando utilizado na engenharia, verifica-se que ele possui uma estrutura fibrosa e, podendo ser classificado como material composto, é formado basicamente por colágeno e um grupo de minerais.

Apresenta um arranjo variado de estruturas materiais ao longo do seu comprimento, que trabalham para executar funções mecânicas, biológicas e químicas diversas como a sustentação estrutural, a proteção e o armazenamento de células de cura e íons minerais para manutenção do equilíbrio interno.

De acordo com Junqueira (2002) o osso é formado por tecido compacto e esponjoso. O osso compacto denso e a malha trabecular do osso esponjoso são tecidos capazes de resistir à tração, compressão e forças cortantes, normalmente ao mesmo tempo. Segundo a Lei de Wolff²⁶, o osso é um tecido dinâmico capaz de modelar de acordo com as pressões (ou falta de pressão) aplicada a ele. O apoio de carga ou peso e a contração muscular são duas forças que desempenham o papel importante na modelagem do osso.

A arquitetura do osso apresenta uma estrutura hierárquica e complexa, sendo que suas propriedades materiais variam conforme a escala de tamanho analisada. Para entender as propriedades mecânicas do material do osso como um todo, é importante compreender as propriedades mecânicas de suas fases, componentes e o relacionamento estrutural entre elas nos vários níveis da organização estrutural hierárquica.

Mora (2000, p.48) constata:

Mecanicamente as propriedades representam a forma como o osso responde às forças de excitação encontradas no ambiente natural e que podem ser observadas por meio de experimentos em osso intactos com geometria normal. Dada a natureza fortemente anisotrópica do osso humano, a sua viscoelasticidade e a mudança dinâmica de suas propriedades com o tempo (da idade do sujeito, da resposta à fadiga) os valores destas propriedades mecânicas não são constantes de osso para osso, de indivíduo para indivíduo.

Na Tabela 3.1 estão descritos os valores de algumas propriedades mecânicas de osso cortical humano e osso cortical bovino, encontrados por diversos autores. Estes valores devem

²⁶ A lei de Wolff (1884) defendida por Frankel e Nordin relaciona o crescimento ósseo aos esforços e estiramento localizados no osso; isto é, a capacidade do osso de adaptar-se às mudanças de tamanho, forma e estrutura, depende dos esforços mecânicos no osso. (MUNIZ)

ser tomados apenas como orientação básica, visto que as propriedades mecânicas de um tipo de osso não são adequadamente expressas por um simples valor.

Tabela 3.1 - Propriedades mecânicas do tecido cortical humano e bovino.

| OSSO CORTICAL | | |
|--|-------------------------------------|--|
| PROPRIEDADE MECÂNICA | HUMANO | BOVINO |
| Resistência à tração | 150 MPa (Cowin, 2001) | |
| | 159 MPa (Vashishth, 1997) | 134 MPa (Dingee, 2005) |
| | 133 MPa (Einhom et al, 1992) | |
| Módulo de elasticidade Longitudinal | 17,4 GPa (Cowin, 2001) | 20,4 GPa (Cowin, 2001) |
| | 17,0 GPa (Einhom et al., 1992) | 22,9 GPa (Vashishth, 1997) |
| | | 10,4 GPa (Dingee, 2005) |
| Resistência à torção | 49-68 MPa (Cowin, 2001) | 92 MPa (Ramos de Oliveira et al, 2005) |
| Resistência à cisalhamento | 284-404 MPa (Cowin, 2001) | |
| | 80 – 130 MPa (Mora, 2000) | 52 MPa (Actis et al, 2004) |
| | 68 MPa (Einhom et al, 1992) | |
| Resistência à Flexão | 120-210 MPa (Vasenius et al., 1990) | 200,7 MPa (Dingee, 2005) |
| Coefficiente de Poisson | 0,20 – 0,50 (Cowin, 2001) | 0,33 (Dingee, 2005) |
| | 0,28 – 0,45 (Ashman et al., 1984) | |

Independente do tipo de carregamento, a tensão requerida para provocar a fratura e o modo de propagação de trinca que conduz a esta, dependem de algumas variáveis, incluindo a taxa na qual a carga é aplicada, intensidade e ciclos de carregamento, a orientação e microestrutura da amostra de osso.

Como esperado, existe uma grande quantidade de fatores tanto estruturais como externos que afetam as propriedades biomecânicas do osso. Entre as mais importantes, pode-se citar aquelas relacionadas com:

- A idade do individuo tem influência definitiva na microestrutura e na distribuição macroscópica das células do tecido e, sobretudo, na densidade do próprio osso;
- As patologias;
- A velocidade com que as tensões são aplicadas;
- A temperatura;
- A sua natureza anisotrópica;
- A forma com que os ensaios que medem as propriedades são conduzidos.

O efeito da taxa de deformação nos diversos tipos de carregamento tem demonstrado que o material é fraturado mais rapidamente, com menor tensão limite e energia absorvida, quando submetido a uma alta taxa de deformação, exibindo um comportamento elástico linear, típico de materiais frágeis. Para baixas taxas de deformação, o osso exibe um comportamento não elástico.

A relação entre tensão e deformação é conhecida como vicoelasticidade nos materiais. Pode provocar a fluência ou relaxação no material. A fluência consiste na deformação lenta e progressiva sobre tensão constante, já na relaxação a tensão sofre uma redução gradual quando o material é submetido a uma deformação constante.

O comportamento de tensão e deformação do osso cortical e trabecular que foram previamente danificados é qualitativamente consistente em vários modos de carregamento e é similar aos compostos sintéticos. Ambos os tecidos trabecular e cortical apresentam de 70 a 80% de deformação inelástica total, após descarregamento a partir de um evento de falha. Este comportamento é ilustrado por um carregamento de tração numa amostra de osso cortical como mostra a Figura 3.9.

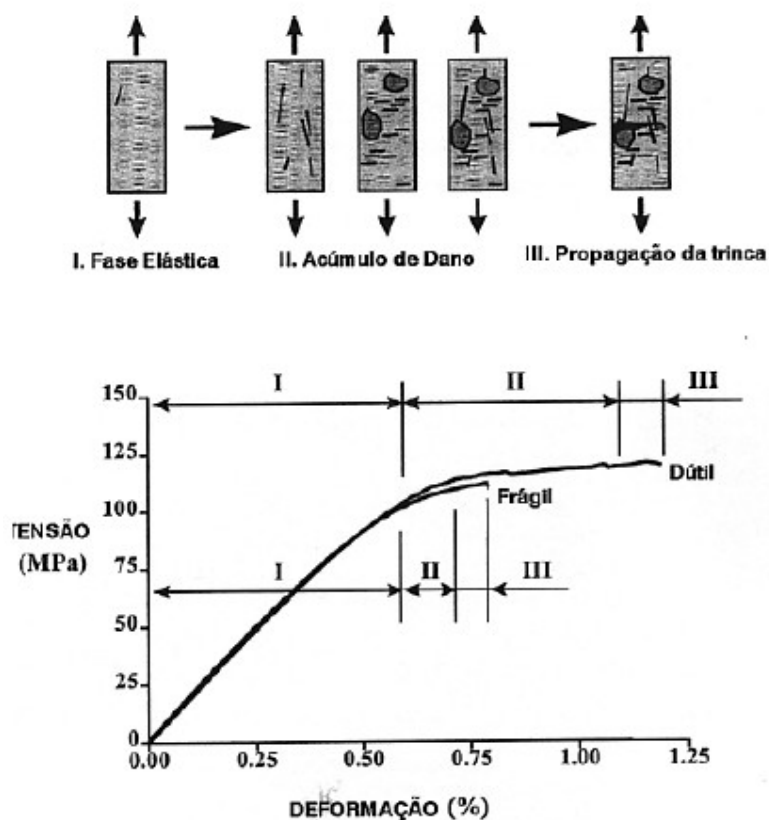


Figura 3.9 - Curvas Tensão-Deformação nos regimes elástico, plástico e fratura em amostras de osso cortical.
Fonte: Cowin, 2001.

Uma das variações mais óbvias observadas é que o comportamento da curva tensão-deformação torna-se notadamente mais curvilínea, o que pode ser a manifestação do aparecimento de trincas ou alteração nas propriedades viscosas.

De acordo com Bento (2003)

Experimentos em osso trabecular bovino tem demonstrado que quando o osso é carregado além do ponto de escoamento e em seguida descarregado, apresenta uma deformação residual para tensão zero. Após o descarregamento, o osso trabecular apresenta inicialmente um módulo de elasticidade similar ao inicial (relativo ao primeiro carregamento), o que dá início à ocorrência de micro-fraturas perfeitamente frágeis. O osso trabecular exibe elementos da plasticidade clássica, desenvolvendo deformações permanentes depois de descarregado, e comportamento de fratura frágil, apresentando rigidez reduzida após descarregamento.

Se uma amostra de osso cortical for submetida a uma carga de tração monotônica, a curva Tensão-Deformação poderá ser dividida em três fases, como apresentado na Figura 3.9 (COWIN, 2001). Na fase I, a amostra carregada a alguns níveis de deformação poderá retornar a deformação “zero” quando descarregada. A fase II é comumente identificada como região de escoamento e pós-escoamento e está associado com o início do processo inelástico. A fase III é a fase pré-falha, na qual o crescimento de trincas segue rapidamente para a ruptura no teste.

3.7 Conservação e preservação de implantes ósseos

Enxertos alogênicos frescos preservados inadequadamente são rejeitados pelo sistema imunológico do receptor, promovendo resposta inicial de inflamação. Em 1912, Albee deu início à preservação de enxertos alogênicos em locais refrigerados. Posteriormente, os enxertos começaram a serem fervidos, congelados ou agitados em solução anti-séptica para sua conservação. O desenvolvimento destas técnicas para a preservação do osso progrediu gradualmente até que o "United States Navy Tissue Bank" introduziu o aloenxerto de osso liofilizado para cirurgia ortopédica reparativa em 1951 (DUARTE E SCHAEFFER, 2000).

O osso liofilizado também é utilizado com frequência como aloimplante. Alguns estudos demonstram que o osso liofilizado cortical se incorpora de uma forma mais lenta que no caso de um aloimplante, mas com maior sucesso que no caso de ossos congelados. Em geral, o processo de liofilização pode diminuir a imunogenicidade, mas não sem afetar a eficácia do implante. Isto dado o fato que pesquisas têm encontrado uma redução na

capacidade de formar o calo ósseo e de revascularizar; adicionalmente, as propriedades biomecânicas são alteradas como consequência de microfraturas.

Cowin (2001) descreve que “processos de congelamento, liofilização e irradiação permitem um longo tempo de preservação de enxertos e reduzem a imunogenicidade dos mesmos, apesar de reduzirem a atividade biológica devido à morte de todas as células”.

No processo de irradiação gama o tecido ósseo é esterilizado por meio de raios gama, eliminando-se os organismos infecciosos do mesmo. Na esterilização por irradiação gama de enxertos ósseos alogênicos congelados, dosagens na faixa de 20 à 60 kGy²⁷ são utilizadas com frequência (Cowin, 2001).

A irradiação por raios gama é um processo comumente utilizado em enxertos ósseos para eliminar organismos infecciosos. Uma irradiação na faixa de 20 à 60 kGy é suficiente para esterilizar e destruir as propriedades antigênicas do osso, mas o efeito concorre com a capacidade de osteoindução que diminui no osso irradiado. Uma irradiação excessiva diminui as propriedades mecânicas por causa do aumento da solubilidade do colágeno e outras proteínas próprias da estrutura orgânica óssea, além do que o sistema fibrilar da matriz é destruído (Cowin, 2001).

Dingee (2005) observou-se que na combinação de processos bioquímicos, liofilização e irradiação gama, a resistência à tração e a resistência à flexão do osso cortical bovino reduziram respectivamente, 69,13% e 64,51% em relação ao grupo controle, sendo estas diferenças estatisticamente significativas.

Pelker e Friedlaender (1990 apud DINGEE 2005, p.43) descrevem que a degradação mecânica do osso é maior quando a liofilização precede a irradiação e o congelamento rápido do osso na liofilização pode promover uma rápida expansão de líquido e uma posterior propagação de trincas que enfraquece o tecido.

No processo de rehidratação, o osso é imerso numa determinada solução, o que geralmente permite a recuperação de boa parte do seu comportamento mecânico original. Cowin (2001) recomenda a imersão do osso em solução salina (soro fisiológico) durante 3 horas.

Pesquisas apresentadas em Pelker et al., (1983 apud MORA, 2000, p. 35) demonstram que:

Após liofilizar ossos de tíbias e fêmures até um conteúdo de umidade inferior a 5%, e logo re-hidratar por vários períodos de tempo antes de serem

²⁷ No SI a unidade de dosagem de radiação absorvida é o gray; 1 gray = Gy; 1000 gray = 1 kGy. (DINGEE, 2005)

testados, encontrou-se que após uma hora de re-hidratação ao ambiente, o módulo elástico voltou ao normal, o limite de fluência e a resistência mecânica à tração foram recuperados depois de 4 horas, e depois de 8 horas a deformação máxima recuperou os valores originais (do controle). Mesmo assim, em espécimes que foram irradiados e logo liofilizados com posterior re-hidratação por 24 horas, encontrou-se diminuição significativa nas tensões de escoamento e ruptura e o módulo de elasticidade foi aumentado.

3.8 O uso de parafusos como implantes

Os implantes dentários são parafusos feitos em titânio, material que é biocompatível com nosso organismo. Podem ser instalados tanto na maxila quanto na mandíbula nas regiões de perda dentária. Para isto ocorrer, inicialmente se faz uma avaliação clínica e radiografia para se observar a qualidade e quantidade óssea disponível para suportar um implante.

De acordo com Bento (2003, p. 70-71)

Os principais dispositivos empregados para a fixação óssea são: (1) parafusos ósseos; (2) placas ósseas, (3) hastes intramedulares e (4) fixadores externos. Existe um grande número destes dispositivos empregados em ortopedia, refletindo a específica necessidade de cada osso em relação ao tratamento de uma fratura particular. Todos os sistemas de fixação alteram a transferência de carga mecânica para o calo ósseo. As cargas mecânicas aplicadas ao calo ósseo influenciam a regeneração óssea durante o tratamento da fratura. Os implantes para fixação interna, deverão desempenhar sua função provendo fixação da fratura temporariamente para permitir um tratamento funcional.

O sistema de fixação mais utilizado é o parafuso metálico. Ultimamente estão sendo utilizados diferentes materiais bioabsorvíveis para construção desses parafusos, com objetivo de eliminar uma série de complicações associadas ao uso do metal. A principal desvantagem dos parafusos metálicos é a necessidade da segunda intervenção cirúrgica para remoção dos mesmos após terem cumprido suas funções. Este ato implica em desconforto para o paciente e aumento do custo do procedimento (MORA, 2000).

Recomenda-se que todos os implantes metálicos utilizados para fixação sejam removidos.

Os efeitos adversos de manter dispositivos metálicos retidos no corpo à primeira vista pareceram ser de importância menor quando fraturas confinadas a osso esponjoso são manipuladas com técnicas modernas e com implantes biologicamente inertes. No entanto, o mais importante destes

efeitos, a osteopatia²⁸ do osso cortical, induzida pelas camadas protetivas no implante, às tensões e à corrosão, demonstra que existem pacientes que requerem a remoção dos implantes devido a irritações crônicas dos tecidos brandos circundantes causadas pelos dispositivos implantados (HOLLINGER et al., 1996).

Apesar da maioria dos defeitos ósseos cicatrizarem sem complicações devido à capacidade de regeneração, alguns movimentos excessivos, durante o processo de cicatrização, podem romper o estroma que serve como estrutura para a regeneração óssea, induzindo à formação de tecido fibroso (cicatriz). Para tanto, os implantes cirúrgicos necessitam de macroestrutura que lhes forneçam estabilidade durante o processo cicatricial e permitam a osseointegração.

Estudos feitos ao longo de anos têm levado os fabricantes de implantes a desenvolver geometrias especiais, tanto do corpo do parafuso como de suas roscas. A diferença da geometria entre os parafusos de uso comum na engenharia e os dentais está no fato que os perfis de roscas destes últimos são previstos tanto para otimizar a função mecânica como a biológica (MORA, 2000).

Existe uma relação importante entre a forma da rosca e o comportamento celular próximo a ela. O tecido ósseo reage biologicamente à presença de forças atuantes em sua estrutura celular, e considera o implante como sendo um corpo estranho em maior ou menor grau. Dependendo do material, da geometria e do tipo de superfície que o parafuso tenha sido construído, haverá resposta óssea à excitação mecânica (induzida pelos fios da rosca). Caso o parafuso seja construído de material que possa ser metabolizado pelo organismo, ocorre, além da reação do tecido ósseo às forças induzidas pela rosca, interação das reações de natureza química e biológica na interface osso/rosca. Essas últimas reações geram efeitos determinantes tanto no poder de fixação como na rejeição que possa ter o tecido ao implante.(MORA, 2000).

Mora (2000) desenvolveu implantes de uso ortopédico e odontológicos, manufaturados por usinagem em osso humano cortical liofilizado. A vantagem do uso destes implantes é a redução da invasividade do tratamento ósseo, sendo que, uma vez inseridos no esqueleto atuam como os enxertos autógenos, ou seja, são reabsorvidos pelo osso receptor. Em relação aos parâmetros de usinagem, observou-se que durante o processo apresenta o comportamento clássico de materiais frágeis: superfície usinada arrancada e cavacos recalcados, ou seja, de

²⁸ É uma ciência terapêutica baseada na biomecânica do corpo. A sua origem data do final do século XIX quando o médico Andrew Taylor Still identificou a inter-relação entre o sistema músculo-esquelético e o resto do corpo. (OSTEOPATIA - <http://osteopatia.no.sapo.pt/>).

difícil usinagem sob o ponto de vista de acabamento superficial. Entretanto, a rugosidade superficial é um aspecto positivo e desejável para a osseointegração de um implante. A geometria dos parafusos para implantes ortopédicos da Associação Suíça para o Estudo da Osteosíntese (*Arbeitsgemeinschaft Osteosynthesefragen* – Tipo AO) tornaram-se padrão universal (Figura 3.10).

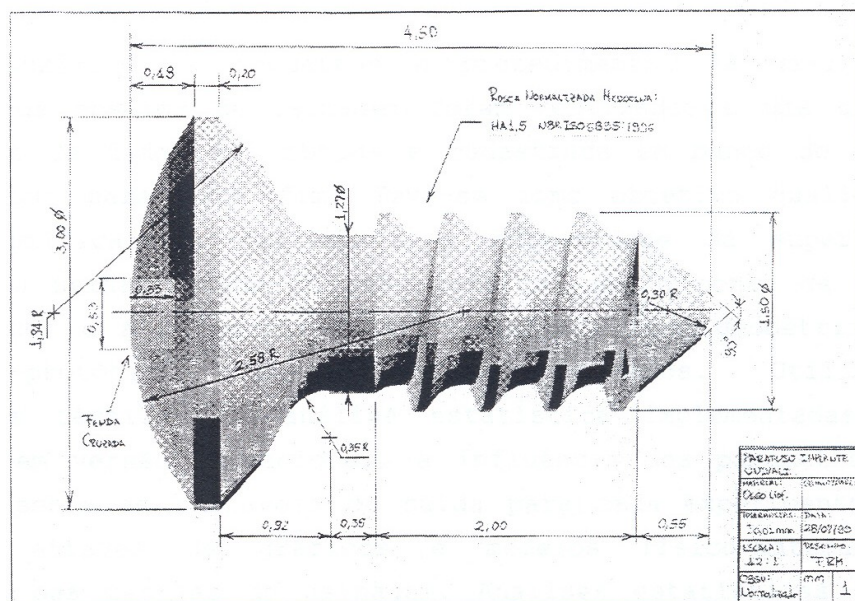


Figura 3.10 - Exemplo de implante ortopédico - AO.
Fonte: Mora, 2000

Os parafusos ósseos podem ser classificados em parafusos corticais e trabeculares. As variáveis de projeto para estes parafusos são o diâmetro, passo e perfil da rosca. Parafusos para osso cancelar apresentam roscas e passos maiores que parafusos de osso cortical, pois é necessária uma extensão de aperto na estrutura trabecular.

3.9 Poder de Fixação

Antes da segunda guerra mundial a seleção de um parafuso para implante era baseada principalmente na sua facilidade de inserção. Posteriormente foram desenvolvidos ensaios para medir o seu poder de fixação. O poder de fixação de um parafuso foi definido por Koranyi et al.(1970 apud MORA, 200 p.15) "como a máxima força uniaxial de tração necessária para produzir falha no osso".

Quantificar o poder de fixação do parafuso é decisivo para predizer a sobrevivência de uma determinada fixação. O teste de extração padrão é um método comumente usado para

testar o poder de fixação inicial e estimar o desempenho biomecânico relativo a interface osso-parafuso.

Chapman et al. (1996, apud SERKAN, 2004, p.1243)

O desempenho biomecânico do parafuso de fixação depende do projeto do parafuso e da integridade óssea. Quando a área da rosca é aumentada, a ancoragem do parafuso dentro do osso é acentuada, aumentando a resistência à extração e a estabilidade construída.

Os dados encontrados na literatura demonstram que o teste de extração é o modo mais conveniente e reproduzível de estimar “in vitro” o desempenho biomecânico “in vivo” de um parafuso.

Os ensaios ocorrem não somente sobre parafusos metálicos de diferentes tipos de rosca inseridos em osso, mas também em testes sobre espumas, particularmente poliuretanos que simulam o osso esponjoso e que são utilizadas devido a maior facilidade de conduzir ensaios comparativos entre diversos tipos de parafusos. Os mesmos medem as forças de resistência do parafuso inserido em uma cavidade apropriada à sua função quando considerado o deslocamento deste na medida que a força aumenta. Forças máximas e diagramas carga-deslocamento são geralmente reportados (Figura 3.11).

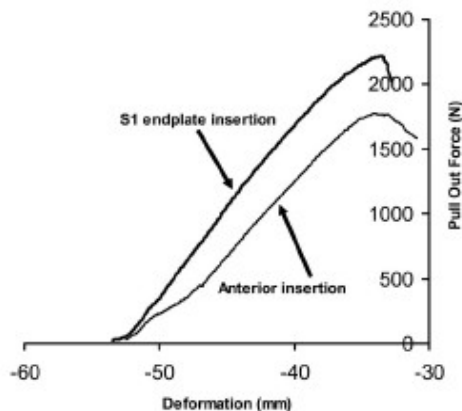


Figura 3.11 - Curvas típicas de carga e deformação em ensaios de arrancamento
Fonte: Keith et al, 2005, p.527.

Sochi et al. (1991, apud SERKAN, 2004, p.1245) afirma que: “As propriedades mecânicas do parafuso de fixação são determinadas pela geometria da rosca. A arquitetura óssea esponjosa e a densidade mineral óssea são importantes propriedades ósseas que afetam a fixação”.

A resistência ao arrancamento de parafusos de rosca simétrica apresenta uma relação linear com a espessura de material que abrange a rosca.

Ensaios realizados por Bolliger Neto (1999), Keith et al (2005), Serkan et al (2004) em amostras ósseas congeladas de cadáveres humanos reportam valores de força máxima na ordem de: 412 - 4120 N, 1122 - 1457 N e 2079 – 2825 N, respectivamente.

3.10 Efeito do tipo de rosca e reação biológica às forças geradas pelo parafuso

A precisão do protocolo cirúrgico e a estabilidade primária são muito importantes para a fixação e o sucesso a longo prazo dos implantes.

De acordo com Embacher Filho (2003, p.26) “A obtenção de uma boa estabilidade inicial é um fator indispensável na implantodontia atual”.

Dependendo do material, da geometria e do tipo de superfície que o parafuso tenha sido construído o tecido ósseo reage biologicamente à presença de forças atuantes em sua estrutura celular, considerando o “implante” um corpo estranho em maior ou menor grau.

Conforme Embacher Filho (2003, p.31) “(...) os esforços a que os implantes eram submetidos provocavam micromovimentos que desencadeavam o aparecimento de conjuntivo fibroso, sabidamente um tecido de preenchimento”.

Caso o parafuso seja constituído de material que possa ser metabolizado pelo organismo, ocorre, além da reação do tecido ósseo às forças induzidas pela rosca, interação das reações de natureza química e biológica na interface osso/rosca. Essas últimas reações geram efeitos determinantes tanto no poder de fixação como na rejeição que possa ter o tecido ao implante (MORA, 2000).

Branemark, P.I., Zarb, G. A. (1987 apud EMBACHER FILHO, 2003, p.28)

Estudando a reparação e a estabilidade mecânica de elementos protéticos ancorados ao osso, verificou que um implante de titânio instalada no osso medular, sob determinadas condições, e mantido imóvel sem receber nenhum trauma mecânico durante o período de reparação acaba rodeado por osso compacto, sem a interposição de outro tecido.

Conclui-se que, em casos de fixação estável ocorrerá a formação de uma ancoragem estável, mas se a fixação estiver sujeita à micro-movimentações o resultado será uma união instável (MORA, 2000).

3.11 Experimentos de usinagem em osso bovino

Baseado em estudos bibliográficos, verifica-se que são pouquíssimos os trabalhos já realizados na área de usinagem de osso humano/bovino para a fabricação de implantes utilizados nas áreas da saúde.

Destaca-se a participação de Fabio A. Rojas Mora, em um grupo de pesquisa, na Universidade de Los Andes em Bogotá, Colômbia, envolvido diretamente na fabricação de parafusos ortopédicos a partir da usinagem de osso humano. Mora realizou seu doutorado na Universidade Federal de Santa Catarina tendo como tema o estudo tecnológico da fabricação de implantes através da usinagem de osso. E sua tese foi utilizada como referência para elaboração deste item do capítulo.

Mora (2000, p.65) em ensaios de torneamento cilíndrico realizados considera que:

Devido à natureza da aplicação mecano-biológica para este material e em função do fato de que a superfície é considerada de primeira importância, deve-se produzir peças de osso sob condições de usinagem de acabamento: com apropriadas grandezas tanto em profundidade de corte, avanço e velocidade de corte como na seleção das ferramentas, em particular a geometria destas.

Os dados de usinagem empregadas nos ensaios realizados podem ser encontrados no trabalho de Mora na tabela. 5.3, p.68.

Buscando gerar implantes bovinos reais e observar suas características, Mora (2000) fabricou implantes recomendados por médicos e dentistas, que sejam susceptíveis de uso em testes clínicos com animais a fim de testar as condições de usinagem. Para tal, foram escolhidos vários tipos de implantes e sobre eles aplicadas diferentes condições de usinagem.

Foram detectados alguns limites aplicáveis à usinagem destes implantes para evitar excessivas forças de corte, quebras, etc. Especificaram-se os valores fixos à geometria das diferentes ferramentas empregadas em cada operação de corte, bem como ao avanço e a profundidade de corte.

Verificou-se também a influência da geometria de corte, parâmetros de corte e tipo de material sobre os valores de rugosidade. No geral todos estes fatores tiveram forte influência sobre a rugosidade com graus de significância estatística marcantes ($p < 0,05$).

Pode se dizer da mesma forma que na usinagem com outros materiais, que um aumento nos ângulos de incidência favorece o acabamento da superfície, uma vez que diminui o atrito entre o flanco da ferramenta e a superfície usinada. Teoria essa confirmada por Stemer (1995) que afirma: “A função do ângulo de incidência é evitar o atrito entre a superfície transitória da

peça e o flanco da ferramenta (...) se o ângulo de incidência é muito pequeno resulta em mau acabamento superficial”

Mora verificou que alguns parâmetros de rugosidade podem ser adequadamente aproximados por uma relação linear, relacionados com o raio de quina da ferramenta, tornando dessa forma o resultado interessante. Já no caso de ferramentas com pontas agudas, sem raio de concordância entre os gumes da quina, as rugosidades teoricamente calculadas por vários modelos e as experimentais se aproximam de forma aceitável.

Com o uso de um ANOVA sobre a população de dados obtidos, Mora conclui que: “a espécie, a ferramenta, o avanço e a velocidade de corte são fortemente influentes nos parâmetros de rugosidade obtidos e produzem populações com médias significativamente diferentes”.

A usinagem de ossos apresenta-se não muito diferente em relação à usinagem de outros materiais (MORA, 2000).

Os enxertos ósseos tornaram-se procedimentos comuns nas cirurgias reconstrutivas. O grande número de opções de reconstrução gerado devido aos avanços na cirurgia crânio-facial criou a necessidade de grande quantidade de osso doador e de técnicas que permitam a transferência de material ósseo para áreas distantes.

Os processos tradicionais de enxertia fazem uso de implantes metálicos com inúmeros problemas de compatibilidade mecânica e biológica, além do fato da necessidade de uma segunda cirurgia para remoção dos parafusos. Os implantes fabricados a partir de osso cortical bovino mineral desproteinizado, apresentam uma perfeita compatibilidade, devido a sua estrutura natural.

A fabricação dos implantes pelo processo de usinagem, em estudos realizados na Universidade Federal de Santa Catarina comprovam que o comportamento do osso perante a usinagem é similar a outros materiais conhecidos.

Sendo assim, propõe-se a fabricação pelo processo de usinagem de um implante de osso bovino visando seu uso como enxerto para ganho de altura óssea em cirurgias de levantamento de seio maxilar.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Proposta de desenvolvimento do trabalho

Neste trabalho buscou-se a possibilidade de utilizar o implante ósseo desenvolvido como material de enxerto, nas técnicas de levantamento de seio maxilar (Figura 4.1) através da otimização da geometria do dispositivo para excelência das propriedades funcionais e mecânicas desse componente.

Os processos tradicionais de enxertia fazem uso de implantes metálicos com inúmeros problemas de compatibilidade mecânica e biológica; também existe a necessidade de intervenção cirúrgica adicional para remoção do parafuso metálico. O uso do biomaterial OBMD tem sido considerado como um excelente material de enxerto ósseo, principalmente na área de cirurgias periodontais ou associadas a implantes.

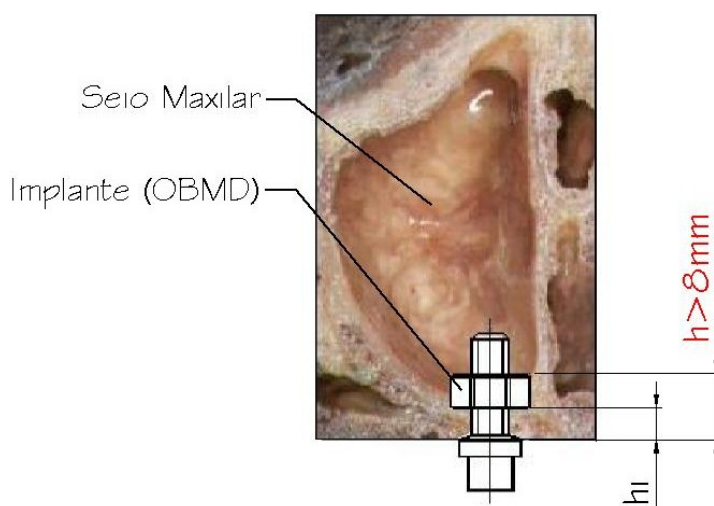


Figura 4.1 Implante fabricado em OBMD.

Os testes biológicos “in vivo” foram procedidos em cães da raça *Bangor Beagles*. O animal mais apropriado para a pesquisa seria o macaco, mas devido às dificuldades encontradas como disponibilidade, alto custo e o dispêndio elevado na manutenção destes animais ao longo do tempo, os tornariam impraticáveis. O uso do cão como modelo animal para pesquisa em enxertia óssea tem-se a vantagem relativa da facilidade no manuseio dos animais, além das similaridades qualitativas entre as respostas regenerativas caninas e humanas. Por outro lado, como desvantagem, o cão apresenta um coeficiente de remodelação óssea 30% mais rápido que o dos primatas (ZENDRON, 2001, p.74).

Os procedimentos cirúrgicos relacionados à implantação e extração dos implantes nas cobaias foram desenvolvidos pelo CEPID (Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários - UFSC) coordenados pelo Professor Ricardo de Souza Magini. As análises histológicas sobre a neo-formação óssea ao redor dos implantes foram avaliadas pelo Departamento de Ciências Morfológicas - UFSC coordenados pelo Prof. Ricardo Tramonte. Os animais foram cedidos pelo Biotério Central - UFSC, sob aprovação do protocolo nº 326/CEUA da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) - UFSC, conforme artigo 32 da Lei 9605 de 12/02/98.

O osso bovino utilizado é proveniente da divisão de Biomateriais da Baumer SA., empresa produtora de materiais para enxertos, estabelecida em Mogi Mirim-SP. (CNPJ: 61.374.161/0001-30). Os animais doadores das estruturas ósseas são de uma mesma raça, sexo e idade e originários do rebanho da própria empresa, que os cria com alimentação à base de matéria verde (pasto) e ração obtida de fornecedor, cujo credenciamento se baseia na qualidade de carne tipo exportação. O processo de abate, corte e embalagem, está de acordo com as normas sanitárias nacionais estabelecidas por órgãos competentes, como Vigilância Sanitária e Ministério da Saúde, de acordo com as exigências internacionais.

4.2.1 Protocolo de pesquisa envolvendo animais

Para a avaliação dos estudos de neo-formação “in vivo” foram utilizados cães *Bangor Beagle* (Figura 4.2a) provenientes do Biotério Central. Para liberação dos mesmos foi elaborado um protocolo de pesquisa envolvendo animais, sob a responsabilidade do Prof. Ricardo de Souza Magini (CEPID - Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários – UFSC). Informações detalhadas do protocolo estão contidas no Apêndice 4.1. Após a elaboração, o documento foi encaminhado para análise pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) – UFSC, onde foi aprovado e credenciado sob o nº 326/CEUA (Apêndice 4.2).

Após a aprovação e conforme planejamento estatístico contido no protocolo, foram selecionados 4 cães fêmeas (Tabela 4.1), uniformizando a idade a fim de obter somente animais esqueleticamente adultos.

Tabela 4.1 – Características das amostras, informações repassadas pelo Biotério Central.

| Amostra | Peso [Kg] | Idade [meses] |
|----------------|------------------|----------------------|
| 8B | 12,6 | 24 |
| 6B | 14,7 | 24 |
| 24 | 12,9 | 18 |
| 21 | 10,4 | 18 |

Selecionadas as amostras, foi necessário a adequação de espaço físico (box), cedido pelo Laboratório de Técnica Operatória e Cirurgia Experimental - UFSC, localizado nas dependências do Biotério Central - UFSC. Logo após adequação do espaço físico os animais foram transferidos para o box, onde foram alimentados com ração comercial e água a vontade.

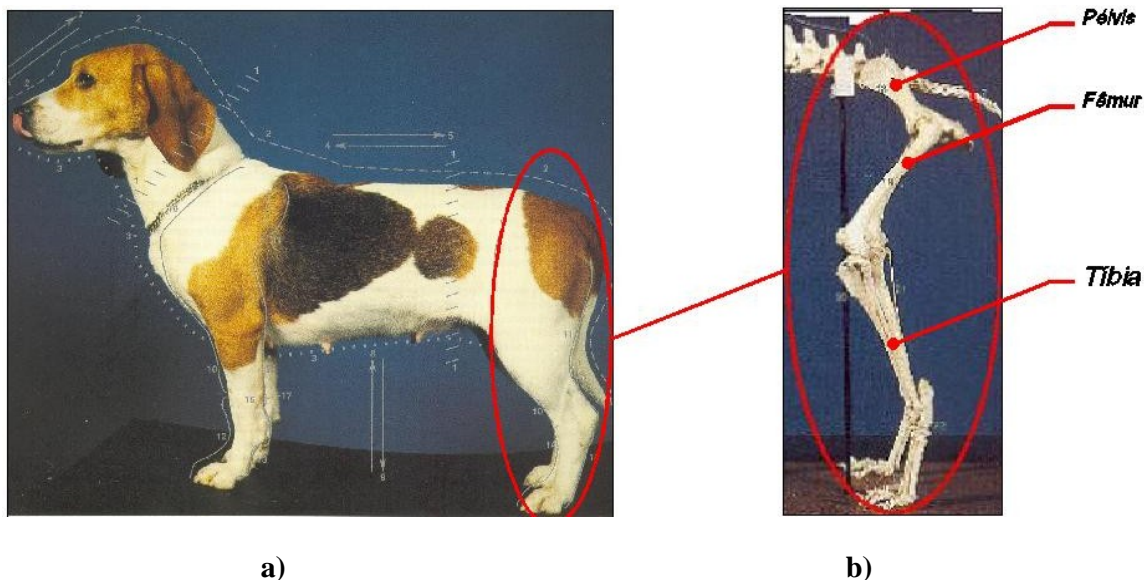


Figura 4.2 - a) Cão *Bangor Beagle*; b) Localização anatômica da tíbia.

4.2.2 Projeto dos implantes

Para desenvolvimento da geometria dos implantes foi necessário um estudo anatômico do osso tibial das amostras (Figura 4.2b). Através de medições com paquímetro universal $0-150 \pm 0,05\text{mm}$ (Mitutoyo) foram medidos os diâmetros médios das diáfises. Para cálculo do diâmetro médio, foi feita a medição do comprimento da diáfise de cada amostra e esta dividida em 5 pontos equidistantes; em cada ponto (Figura 4.3) foram feitas 3 medições do diâmetro do osso; cada medição foi feita rotacionando o mesmo aproximadamente em 120° .

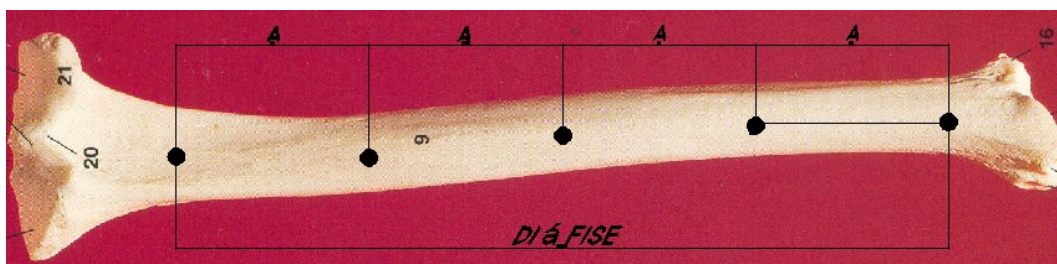


Figura 4.3 - Esquema para obtenção das dimensões anatômicas.

O valor médio do diâmetro da tibia foi calculado por média aritmética dos 15 pontos medidos para cada amostra. Este valor foi útil para obtenção do comprimento dos implantes.

Outro fator relevante para o projeto dos implantes, foi o levantamento das ferramentas cirúrgicas disponíveis no mercado, usadas na técnica de levantamento de seio maxilar. A Figura 4.4 descreve o procedimento para preparação do sítio cirúrgico e as ferramentas utilizadas (MAGINI, 2001). As ferramentas (Apêndice 4.3) de uso rotineiro em cirurgias de implantes foram selecionadas a partir de catálogos de produtos dos principais fabricantes nacionais regulamentados por órgão responsável (www.anvisa.gov.br).

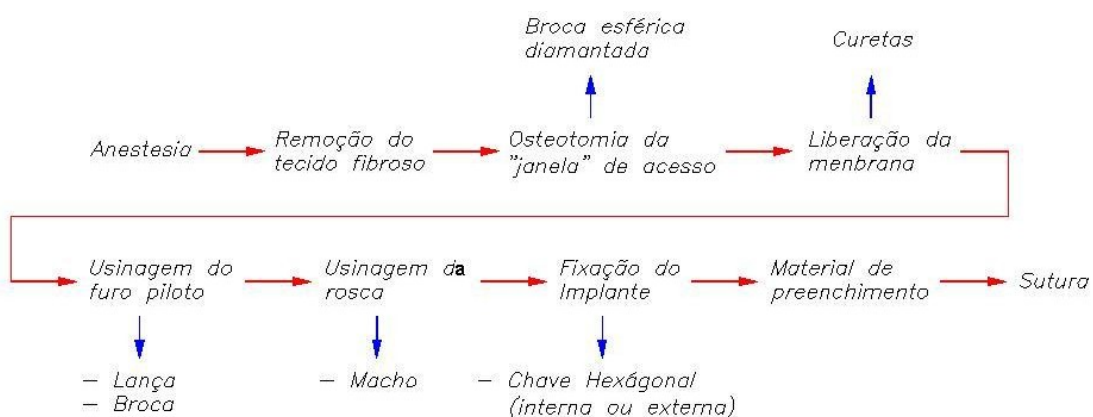


Figura 4.4 - Técnica cirúrgica e ferramentas utilizadas no levantamento de seio maxilar.

As especificações dos instrumentos para a realização dos procedimentos cirúrgicos seguem as normas específicas:

- NBR ISO 8319-1 e 8319-2: Chaves para uso com implantes;
- NBR ISO 9714-1: Brocas, machos e escareadores.

Após levantamento das ferramentas cirúrgicas, foram adquiridas junto a ABNT as normas citadas acima e mais a NBR ISO 5835 – Implantes para cirurgias, referente as dimensões da rosca.

Com as informações reunidas e relevantes para dimensionamento da geometria dos implantes, através de software AutoCAD® os implantes foram projetados.

Finalizado o projeto dos implantes, a matéria-prima foi especificada (Figura 4.5) e solicitada junto à empresa BAUMER S.A, na qual o fez como doação.

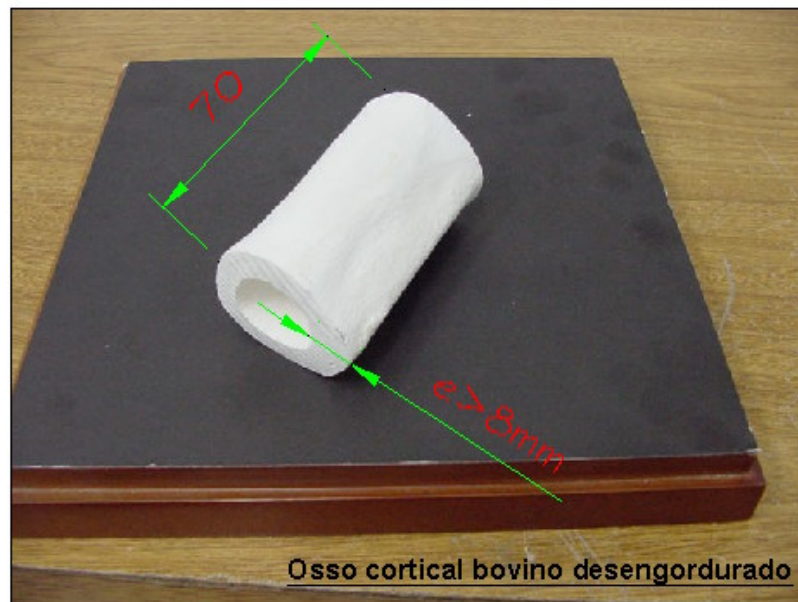


Figura 4.5 – Especificação da matéria prima.

4.2.3 Usinagem dos Implantes

A usinagem dos implantes foi realizada no USICON (Laboratório de Usinagem e Comando Numérico) - UFSC, sendo que para a confecção dos implantes aplicaram-se os mesmos procedimentos iniciais (Figura 4.6) utilizados na fabricação de parafusos de osso humano alógeno, desenvolvidos por Fábio A. R. Mora (2000).

O osso fornecido pela empresa BAUMER S.A. foi do tipo cortical bovino, o qual inicialmente passou por tratamento químico de desengorduramento e exaustiva lavagem com água deionizada para remoção de gorduras e sangue. Após a remoção total da gordura, o osso cortical foi enviado para etapa de secagem em estufa. Estes tratamentos químicos se fizeram necessários pois Mora (2000), em ensaios de usinagem com osso fresco, observou a presença de substâncias graxas e oleosas no material, a presença destas substâncias aumentou as marcas de avanço de usinagem e diminuiu o controle da tolerância dimensional.

Os palmitos de osso (Figura 4.6a) com comprimento de $\pm 70\text{mm}$ eram provenientes das regiões do fêmur e da tíbia e foram cortados em tiras (Figura 4.6b) na direção longitudinal do osso. Dessas tiras foram fabricados por usinagem pequenos cilindros (Figura 4.6c) com diâmetro de $\pm 7\text{mm}$.

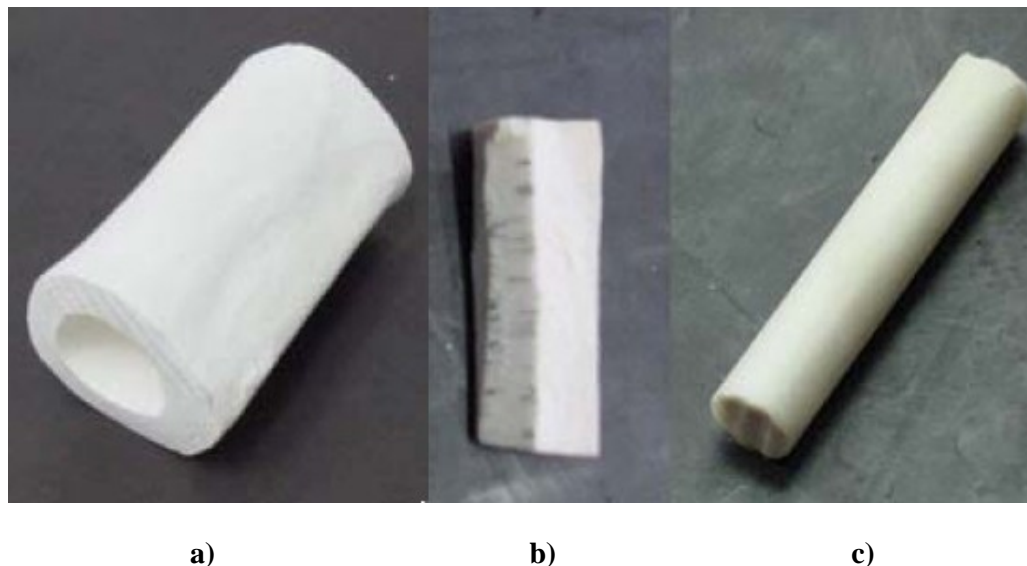


Figura 4.6 – Preparação da matéria prima, a) Osso cortical bovino (palmito); b) Tiras e c) Cilindros.

O objetivo inicial era fabricar implantes nas condições de rugosidade estudadas por Mora (2000, p.73) que melhor favorecessem a osseointegração, para isto utilizaríamos as condições de usinagem próximas das usadas por ele. Porém, devido à necessidade de acomodar suportes e pastilhas comerciais às geometrias de corte propostas e fatores adicionais de limitações na manufatura relacionados com as forças de corte e fratura dos implantes durante a usinagem por flexão excessiva, utilizou-se condições de corte diferentes dos empregados nos ensaios de Mora (2000, p.76).

Com velocidade de corte (V_c) de 66m/min; avanço (f) de 0,05 mm/rot para o torneamento, 26 mm/min para o fresamento, profundidade de corte (a_p) de 0,3mm e utilizando as ferramentas listadas na Tabela 4.2, foram usinados 25 implantes em torno CNC e fresadora Universal sem o uso de fluido de corte. Os dados referentes à geometria das ferramentas se encontram no Apêndice 4.4. Foram fabricados 5 implantes a mais do que o necessário ($n=20$) para casos de reposição.

Tabela 4.2-Ferramentas de corte utilizadas na usinagem dos implantes.

Fonte: Sandvik Coromant e Normas ABNT.

Usinagem dos Parafusos

| | Suporte | Pastilha | Classe |
|----------------------------|---------------------|----------------------|---------------|
| Torneamento Externo | SVJBR 2020K11 | VBMT 11 02 02-UF | 4025 |
| Rosqueamento | R 166.5FA – 2020-16 | R166.0G – 16MM01-050 | 1020 |
| Corte | RF123F20 – 2020B | R123F2-0250-0503-CR | 4125 |

Usinagem das Porcas

| | Ferramenta | Material |
|---------------------|--------------------------------------|-----------------|
| Fresamento | Fresa Ø20mm (DIN 6535) | HSS |
| Furação | Broca Ø2,8mm (NBR ISO 9714-1) | Aço Inox |
| Rosqueamento | Macho HC3,3 x 0,6mm (NBR ISO 9714-1) | Titânio |

Com as mesmas condições de usinagem descritas acima, foram fabricados 20 corpos de prova de OBMD com diâmetro de 5mm e comprimento de 15mm, para ensaios de rugosidade. A rugosidade é um parâmetro muito complicado de medir em geometrias como roscas ou ranhuras. Os ensaios realizados foram de torneamento cilíndrico.

Para a determinação dos parâmetros (R_a^{29} , R_t^{30} , R_z^{31} , e S_m^{32}) os quais tradicionalmente tem produzido informações relevantes na área de superfícies de implantes, foi utilizado o equipamento Perthen (Perthometer S2 V2.08), com o apalpador mecânico FRW-750-1. A rugosidade dos corpos de prova foi determinada como a média aritmética de uma série de três medições realizadas longitudinalmente sobre os mesmos ($n = 20$), isto é, perpendicular ao avanço em ensaios de torneamento cilíndrico. As medições foram realizadas através de procedimentos normalizados, utilizando um “cut-off³³” de 5,6mm.

Após a usinagem, foi realizado um controle de qualidade em todos os implantes (25 peças). Inserindo a porca no parafuso em todo seu comprimento.

²⁹ Média aritmética das alturas das rugosidades. (MORA, 2000).

³⁰ A distância entre o maior pico e o mínimo vale detectados na amostra (MORA, 2000).

³¹ A média de 5 valores consecutivos nas alturas dos pico-vale (MORA, 2000).

³² A média aritmética das distâncias entre irregularidades do perfil. (MORA, 2000).

* Todos os valores de rugosidade são expressos em μm . (MORA, 2000)

³³ Comprimento de amostragem. (TELECURSO 2000).

Aprovados pelo controle de qualidade os implantes foram enviados à empresa BAUMER S.A. para tratamento físico-químico, liofilização e irradiação gama. De acordo com a política de qualidade da empresa, o tratamento físico-químico citado não pode ser descrito.

Após o tratamento físico-químico, o material foi congelado por determinado tempo, para posterior envio à liofilização. Na liofilização, os implantes foram submetidos a congelamento profundo do osso (aproximadamente -80°C), posteriormente introduzidos em uma câmara de forte vácuo, seguidos por aumento gradual da temperatura.

Logo após a liofilização, através da esterilização por raios gama (20 kGy), o material dentro de embalagem de grau cirúrgico ficou pronto para a implantação nas amostras caninas.

4.2.4 Poder de fixação

As condições de usinagem e ferramentas de corte utilizadas para o fresamento dos corpos de prova para ensaios de extração são as mesmas utilizadas na usinagem dos implantes.

Assim como na fabricação dos implantes, os palmitos de osso foram cortados em tiras de $\pm 25\text{mm}$ de largura na direção longitudinal do osso. Dessas tiras foram usinados os corpos de prova, conforme Figura 4.7. A usinagem se realizou com fresadora Universal.

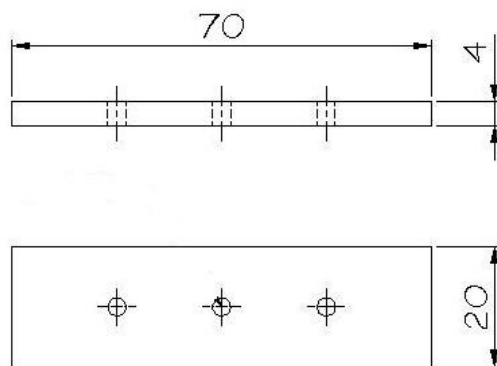


Figura 4.7 - Geometria e dimensões em mm dos CP.

Após a usinagem, os corpos de prova foram divididos em dois grupos (Tabela 4.3): G1 e G2. O grupo G2 foi enviado a BAUMER S.A. para tratamento físico-químico, liofilização e

radiação gama, onde assim como os implantes retornaram em embalagem apropriada (Figura 4.8).

Divisão esta que possibilitou analisar os efeitos que os processos físico-químicos, liofilização e esterilização por irradiação gama promovem sobre as propriedades mecânicas do osso cortical bovino.

Tabela 4.3 Separação dos corpos de prova para ensaios.

| Grupo | Tratamento | Quantidade de CP |
|--------------|---|-------------------------|
| G1 | <i>Desengorduramento (antes da usinagem)</i> | 4 |
| G2 | <i>1º - Desengorduramento (antes da usinagem)</i> | 4 |
| | <i>2º - Tratamento físico-químico (após a usinagem)</i> | |
| | <i>3º - Liofilização (após a usinagem)</i> | |
| | <i>4º - Irradiação Gama (após a usinagem)</i> | |



Figura 4.8 - Corpo de prova em embalagem esterilizada.

Os ensaios de extração foram realizados em temperatura ambiente (aproximadamente 23°C), em máquina de teste universal EMIC DL 3000, instalada no Grupo de Análise e Projeto Mecânico (GRANTE) - UFSC. Os dados referentes à intensidade da carga aplicada e o deslocamento do cabeçote foram registrados pelo software Tesc®.

Através de um dispositivo especialmente desenvolvido (Apêndice 4.5), implantes NBR ISO 5835 foram inseridos nos corpos de prova dos grupos G1 e G2 e presos às garras de fixação da máquina de ensaios, onde foram submetidos a uma carga de tração para a extração dos implantes. Para efeito de avaliação, a $F_{\text{máx}}$ foi considerada como o pico de força atingida durante o ensaio de extração.

Os ensaios utilizaram uma célula de carga com capacidade máxima de 5kN e velocidade de deslocamento de 1,0 mm/min. Os dados gerados pelo software Tesc® foram transferidos para o programa Excel - Microsoft®, diagramas de carga-deslocamento foram reportados para comparações com os dados disponíveis na literatura.

Os procedimentos de ensaio para determinação do poder de fixação dos implantes, seguem as recomendações de Bolliger (1999) com pequenas adaptações. O fato de fabricar os corpos de prova pelo processo de usinagem trouxe a vantagem de padronizar a espessura do material analisado.

Os valores de carga máxima foram submetidos à análise estatística, por meio do teste “t de Student” para verificar a existência de diferenças significativas nos valores obtidos entre os grupos G1 e G2. O nível de significância para os testes foi de 5% ($p < 0.05$).

4.3.1 Procedimentos cirúrgicos para colocação dos implantes

A cirurgia para a colocação dos implantes de OBMD foi realizada pela equipe do CEPID no Laboratório de Endodontia - UFSC e acompanhada pelo médico veterinário Dr. Geraldo J.S. Bernardes (CRMV-SC-0452). Previamente aos procedimentos cirúrgicos, os cães passaram por avaliação clínica do estado geral, incluindo ausculta³⁴ cardíaca e pulmonar. Cerca de 15 minutos antes da anestesia geral, sofreram atropinização³⁵ utilizando sulfato de atropina (Lafepe Atropina® - Laboratórios Lafepe) a 1%, na dose de 0,044mg/Kg através de aplicação via intra-muscular.

Os cães foram sedados por meio de aplicação única via intra-muscular de cloridrato de xilazina (Virbaxyl® - Virbac Saúde Animal) - 2,3g na dose de 1,5ml/10Kg, associado ao cloridrato de ketamina (Ketalar®, Parke-Davis) 50mg na dose de 16mg/Kg.

Após a sedação, foi realizada a tricotomia (raspagem) na região compreendida entre a articulação tíbio-femural até a pata do animal (Figura 4.9a), com realização posterior de anti-sepsia da pele com solução de álcool iodado 3% e isolamento do campo operatório por

³⁴ Ruídos cardíacos e respiratórios. (JUNQUEIRA JÚNIOR, 1998)

³⁵ Procedimento prévio à anestesia geral. (UOL. Guia de remédios)

aposição de campos estéreis. Com uma lâmina de bisturi nº 15, foi feita uma incisão de aproximadamente 7cm na pele e tecido subcutâneo até o nível do periósteo, que foi descolado e mantido afastado para possibilitar as perfurações, rosqueamento e inserção dos implantes (Figura 4.9b e 4.9c). As áreas hemorrágicas foram controladas por compressão com gazes estéreis.

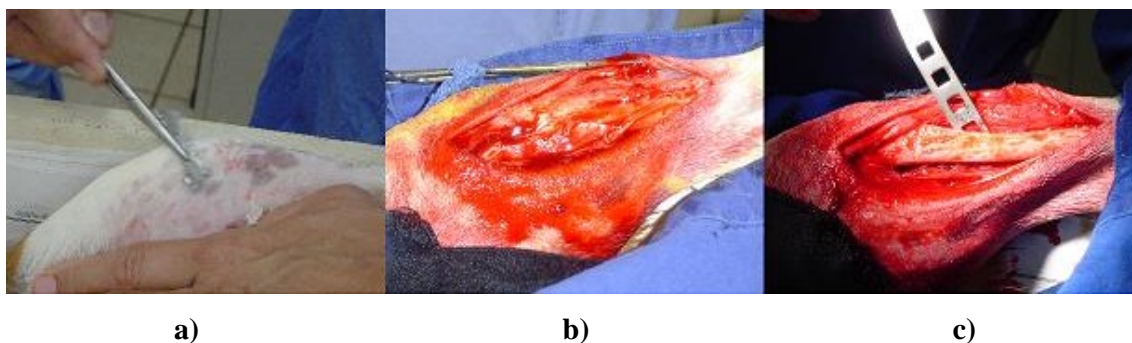


Figura 4.9 a) Tricotomia; b) Incisão; c) Deslocamento do periósteo.

Para a realização das perfurações do leito implantar (Figura 4.10a), utilizou-se a seqüência de brocas abaixo (MAGINI, 2001):



As brocas correspondentes a norma *NBR ISO 9714-1* são montadas em um contra-ângulo redutor de 16:1 acoplado a um motor elétrico, na tentativa de reduzir a necrose da região do tecido ósseo manipulado, todas as operações de usinagem no osso receptor foram irrigadas constantemente com solução fisiológica mantendo a refrigeração do sítio cirúrgico. A velocidade de trabalho utilizada foi de 1500 rpm, com um torque de 36 Ncm. A confecção manual das roscas nos furos (Figura 4.10b) foi realizada com um macho de uso específico em odontologia, correspondente à rosca dos parafusos HC3,3 x 0,6mm (NBR ISO – 5835).

Cada tíbia recebeu cinco implantes afastados aproximadamente em 10mm (Figura 4.10c), inseridos manualmente nos furos rosqueados com auxílio de chaves de boca de uso específico em odontologia, o torque de aperto não pode ser medido por falta de disponibilidade de equipamento.

Finalizada a implantação, o tecido muscular foi suturado por pontos interrompidos com fio de nylon 4-0, seguido pela sutura da pele. (Figura 4.10d).

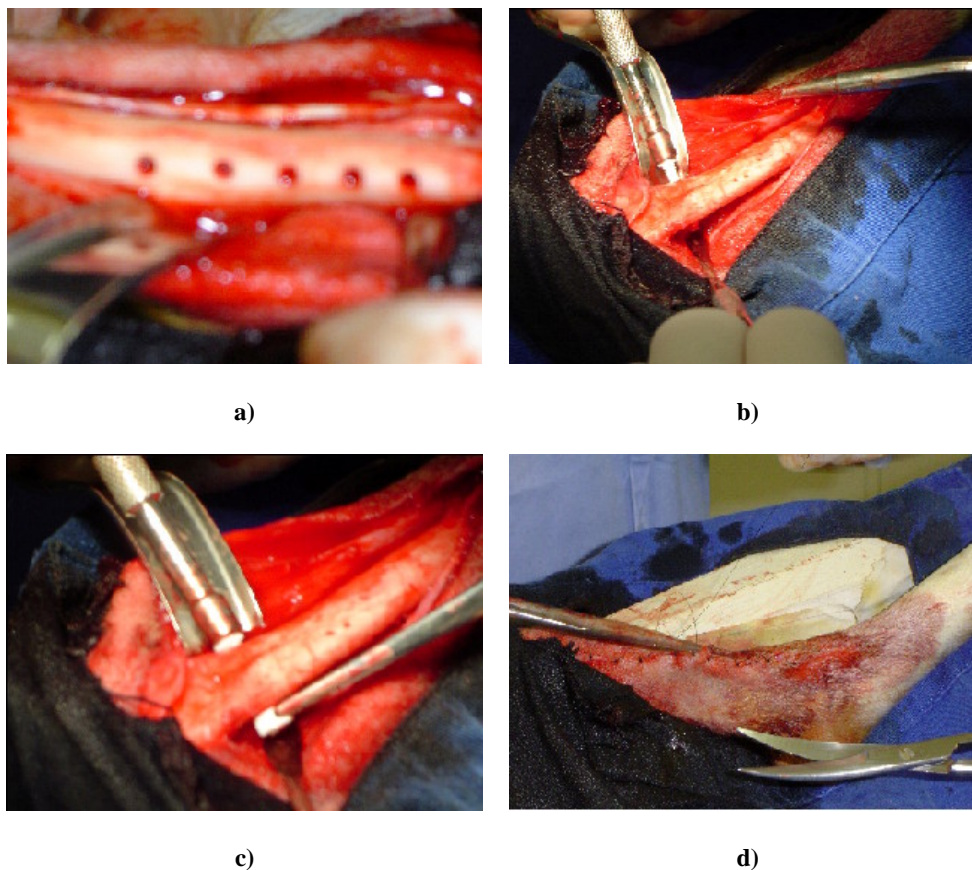


Figura 4.10 - Leito cirúrgico, a) Furação; b) Confecção da rosca; c) Implante ósseo; d) Sutura.

Finalizado o ato operatório cada cão recebeu a aplicação de antibiótico (Pentabiótico Veterinário Pequeno Porte[®]-1.200.000U³⁶ – Laboratório Fort Dodge Saúde Animal) na dosagem de 10.000U/Kg por injeção via intra-muscular; também foi aplicado um antiinflamatório (Flunixin Meglumini Banamine[®] - Schering-Plough S.A.) na dosagem de 1,1mg/Kg por injeção via subcutânea. Em seguida os cães foram encaminhados ao canil do Laboratório de Técnica Operatória e Cirurgia Experimental, onde permaneceram sobre acompanhamento veterinário durante cento e vinte dias até a remoção das laminas ósseas.

³⁶ Unidades (Laboratório Fort Dodge Saúde Animal)

4.3.2 Exames Radiológicos

Após noventa dias dos procedimentos cirúrgicos, foram realizados exames radiológicos em todos os cães, onde através de radiografias foram avaliadas as evoluções de neo-formação óssea. Foram geradas imagens na posição latero lateral e ventro dorsal.

4.3.3 Preparação das amostras ósseas para avaliação do tecido neo-formado

Após cento e vinte dias os cães sofreram a repetição dos procedimentos pré, trans e pós-operatórios descritos no item 4.3.1, para remoção das amostras ósseas contendo o conjunto “osso receptor + implante OBMD + tecido ósseo neo-formado”.

Por meio de osteotomia com disco adiamantado Ø25mm de uso odontológico, a 1500rpm sob irrigação constante de solução fisiológica, as amostras ósseas foram removidas; dissecadas dos tecidos adjacentes, lavadas imediatamente em água destilada e mantidas em recipientes apropriados com solução fixadora³⁷ de formol 10% durante 24 horas.

Após a fixação, as amostras foram descalcificadas³⁸ em ácido fórmico a 50% e citrato de sódio a 20% (meio a meio) durante 15 dias; desidratadas³⁹ em álcool durante 36 horas e incluídas⁴⁰ em Histosec Merck (Parafina+resina plastica) em moldes apropriados com uma temperatura de 56°C a 60°C. Lâminas com 3µm de espessura foram obtidas através de corte em micrótomo⁴¹ e corados pela técnica da hematoxilina-eosina⁴² (HE).

Para analisar a secção óssea foi utilizado um microscópio Olympus® CX31, utilizando objetivas de aumento de 4 e 10x. As imagens das secções foram capturadas por uma câmera digital Bioval®, acoplada ao microscópio e digitalizadas para o formato de leitura do computador (Bitmap TIFF-Tagged Image File Format). A região analisada foi a interface osso receptor-OBMD-neo-formação.

³⁷ Os fixadores são substâncias químicas que mantêm a integridade do tecido após a morte sem alteração da estrutura celular. (JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, 1995).

³⁸ Descalcificação do tecido ósseo, possibilitando o estudo das células. (JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, 1995).

³⁹ Remoção da água dos tecidos (JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, 1995).

⁴⁰ Obtenção de bloco de parafina de forma regular. (JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, 1995).

⁴¹ Equipamento utilizado para realizar cortes muito finos em amostras que serão analisadas por observação em microscópio (JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, 1995).

⁴² Coloração dos tecidos, de modo a tornar seus componentes visíveis e destacados uns dos outros. (JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, 1995).

5. RESULTADOS, DISCUSSÕES E SUGESTÕES.

5.1.1 Protocolo de pesquisa no uso de animais

No termo de compromisso o coordenador do projeto assegurou a CEUA-UFSC ter conhecimento sobre a legislação vigente e os princípios éticos publicados pelo COBEA (Colégio Brasileiro de Experimentação Animal), bem como as punições previstas.

O desenvolvimento de dispositivos de fixação reabsorvíveis é de grande relevância científica, pois se acrescenta como uma alternativa terapêutica. A compreensão biológica dos fenômenos que regem os processos regenerativos é o que garantirá o sucesso destes componentes (Basset et al., 1961 apud ZENDRON, 2001, p.73). Devido a razões éticas, os experimentos em seres humanos como grupo de controle não são possíveis de serem realizados para comparações com áreas sem estudos complementares. Para que esta nova técnica em estudo possa ser aplicada com segurança em humanos, justifica-se o emprego de animais para pesquisa experimental dos efeitos biológicos.

As similaridades qualitativas entre as respostas regenerativas canina e humana (ZENDRON, 2001), provam que o modelo escolhido é favorável para estudos de neo-formação óssea.

Para se realizar estudos com animais é necessário um espaço físico onde seja possível a estadia e observação dos modelos. A disponibilidade de um biotério é um fator que vem a somar na hora de fazer o planejamento dos experimentos.

A existência de um Comitê de Ética para avaliar propostas de pesquisa envolvendo animais é necessária para que novas pesquisas sejam realizadas, delegando responsabilidade aos pesquisadores e evitando o uso de animais de forma indiscriminada.

5.1.2 Projeto dos implantes

Considerando a necessidade de instituir e implementar requisitos de boas práticas de fabricação para estabelecimentos que fabricam ou comercializem produtos médicos, de forma a garantir a qualidade do processo e o controle dos fatores de risco à saúde do consumidor e, a necessidade de dispor de parâmetros para a auditoria e inspeção, a ANVISA através da Resolução RDC nº 59, de 27 de junho de 2000 “Determina a todos fornecedores de produtos médicos, o cumprimento dos requisitos estabelecidos pelas “Boas Práticas de Fabricação de Produtos Médicos”.

Nenhum material conhecido utilizado na fabricação de instrumentos cirúrgicos mostra ser completamente livre de reações adversas no corpo humano. Entretanto, experiências clínicas prolongadas do emprego do material referenciado nas Normas Técnicas mostram que pode ser esperado um nível de resposta biológica aceitável, quando o material for empregado em aplicações apropriadas.

Os materiais destinados a aplicações cirúrgicas devem exibir um conjunto de propriedades das quais podem ser destacadas a biocompatibilidade, a resistência mecânica, a resistência à fadiga, a resistência à corrosão e ao desgaste. (BARBOSA, p.2-3).

Através do levantamento das ferramentas utilizadas para preparação do sítio cirúrgico disponíveis nos catálogos de produtos de empresas nacionais (Conexão Sistema de Próteses⁴³, Neodent - Implante Osteointegrável⁴⁴, Sistema de Implantes Nacionais e de Próteses Comércio⁴⁵) registradas junto ao Ministério da Saúde e, de uso rotineiro do CEPID identificou-se que a chave hexagonal externa fornecida pelos fabricantes possui uma abertura de 4mm (Fig. 5.1a). Para a técnica cirúrgica de levantamento de seio maxilar proposta neste trabalho foi necessário a fabricação de uma chave com abertura de 6mm (Fig.5.1b).

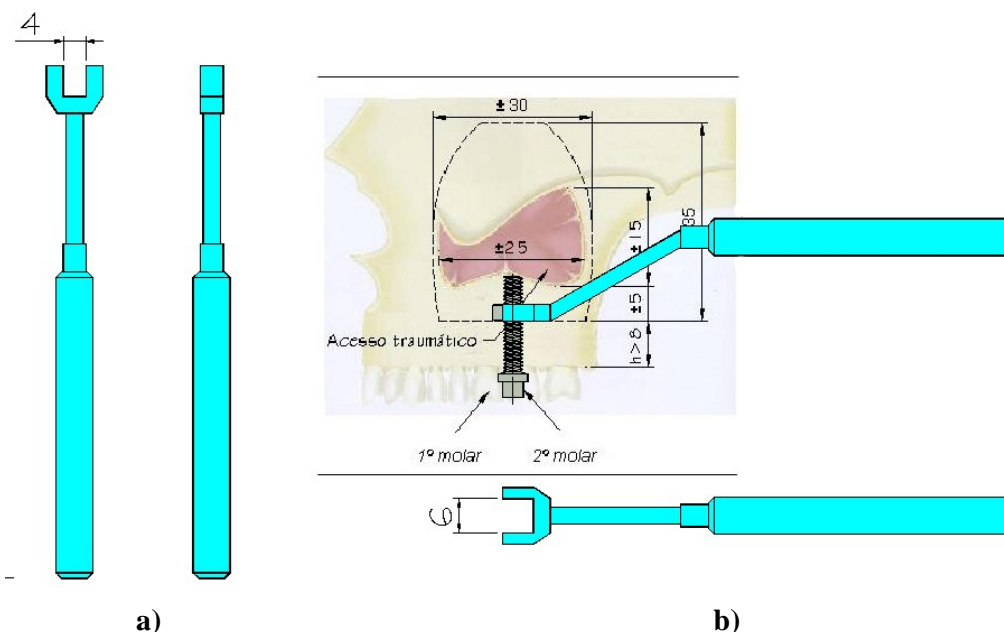


Figura 5.1 – a) Chave hexagonal externa disponível no mercado; b) chave-protótipo para uso em cirurgia de levantamento de seio maxilar.

Conforme citado na Metodologia, item 4.2.1, o procedimento cirúrgico foi realizado na tíbia. Neste caso, a necessidade de fabricação de uma chave específica conforme descrita

⁴³ <http://www.conexao.com.br>

⁴⁴ <http://www.neodente.com.br>

⁴⁵ <http://www.inp.com.br>

acima, foi suprida com a adaptação de uma chave hexagonal externa cedida pelo CEPID. A mesma foi fixada na morsa de uma fresadora universal e com uma fresa Ø6mm aumentado sua abertura.

Para experimentos futuros, quando forem realizados definitivamente no seio maxilar, há a necessidade do projeto de uma chave hexagonal externa, conforme a proposta apresentada na Figura 5.1b.

De acordo com Reis (2000):

Deverá ser levado em consideração requisitos ergonômicos, que possibilitem a maximização do conforto, redução das doenças ocupacionais e do cansaço do operador, diminuição das possibilidades de erro e acidentes, aumento da produtividade e da qualidade do serviço.

O Projeto da chave sugerida deve observar os padrões descritos nas Normas da ABNT, como por exemplo:

- NBR ISO 8319-2: As chaves para implantes devem ser feitas de um dos seguintes materiais; Aço inoxidável martensítico (48 a 54 HRc⁴⁶)- NBR ISO 7153-1) ou liga de cobalto-cromo-tungstênio-níquel conformada a frio de (48 a 50 HRc) – NBR ISO 5832-5;
- NBR 13916 - A preparação da superfície, acabamento e tratamento superficial das ferramentas cirúrgicas é um procedimento de especial importância no estabelecimento da qualidade dos instrumentos cirúrgicos e odontológicos, estando diretamente associada à vida útil, à aplicabilidade e a segurança no uso destes produtos no âmbito cirúrgico. Todos os processos associados à fabricação do instrumento, inclusive o acabamento, devem ser analisados sob o aspecto da possibilidade de inclusão de contaminantes superficiais aderentes, metálicos e não metálicos.

É importante ressaltar que o protótipo sugerido é um conceito inicial, baseado em dados anatômicos disponíveis na literatura, podendo ser aperfeiçoado com a utilização de imagens geradas através da tomografia computadorizada e software CAD, possibilitando dessa forma maiores detalhes sobre a geometria necessária.

Com as informações reunidas e relevantes para dimensionamento da geometria dos implantes, através de software AutoCAD® os implantes foram projetados (Figura 5.2). Como

mostra a figura, este implante é formado por um conjunto parafuso e porca, que apresentam dimensões correspondente à rosca simétrica HC3,3mm x 0,6mm (NBR ISO 5835), referente à implantes metálicos.

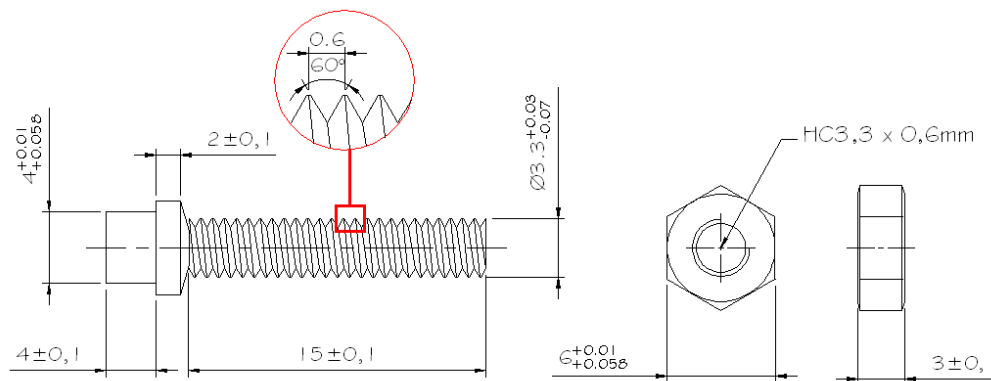


Figura 5.2 – Projeto dos implantes, dimensões correspondente à rosca simétrica HC3,3mm x 0,6mm (NBR ISO 5835).

Os constantes estudos de como a osseointegração ocorre e as formas de melhorá-la, apontam a geometria do implante como um fator crítico, pois determina a distribuição de tensão na interface osso-implante (BENTO, 2003, p.59). Dentre os vários dispositivos empregados, o sistema de fixação mais utilizado é o parafuso. Dependendo do material, da geometria e do tipo de superfície que o parafuso tenha sido construído, haverá resposta óssea à excitação mecânica (induzida pelos fios da rosca) (MORA, 2000).

Os parafusos podem ser classificados como corticais e trabeculares. Parafusos para osso trabecular apresentam roscas assimétrica (HA⁴⁶) e passos maiores que parafusos de osso cortical, pois é necessário uma extensão maior de aperto na estrutura trabecular. Parafusos para osso cortical apresentam geometria correspondem a rosca simétrica (HC⁴⁸) são concebidos para unir fragmentos de osso cortical.

Considerando as informações citadas, os implantes foram projetados sobre a forma de parafusos com rosca correspondente ao perfil HC usado para osso cortical. A geometria de perfil HC aumenta a superfície de contato entre o tecido duro e as roscas do implante (HÄMMERLE, 1998).

O projeto dos implantes usados nesta pesquisa, também traz como inovação o uso de uma porca fabricada em osso bovino. Com altura óssea mínima de 8mm, é possível a colocação simultânea de enxerto no seio maxilar e fixação dos implantes (MAGINI, 2006). A

⁴⁶ Rockwell – medida de dureza.

⁴⁷ Perfil de rosca conforme NBR ISO 5835.

fabricação da porca se justifica no fato de obter essa altura óssea necessária com a própria altura da porca. Outra vantagem do uso da porca é o aumento da estabilidade inicial do implante, fator indispensável na implantodontia atual (EMBACHER FILHO 2003, p.26).

5.1.3 Usinagem dos implantes

Devido à flexão excessiva do material no momento da usinagem, ocorreu um erro de fabricação. A Figura 5.3 faz uma representação esquemática do ocorrido. Na extremidade do implante foi obtido um diâmetro máximo ($\varnothing_{\text{máx}}$), com o deslocamento da ferramenta de corte e a flexão do material este $\varnothing_{\text{máx}}$ se reduziu até alcançar um valor de diâmetro mínimo ($\varnothing_{\text{mín}}$) na outra extremidade do implante.

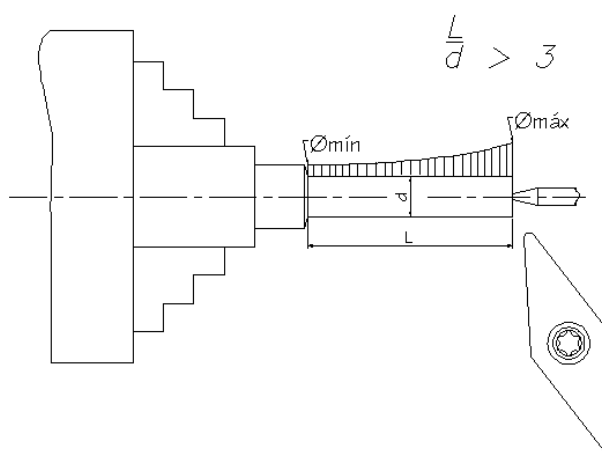


Figura 5.3 – Representação esquemática referente ao erro de fabricação.

Ao inserir a porca no parafuso a mesma apresentava fixação somente na extremidade $\varnothing_{\text{máx}}$, sendo que no restante do eixo longitudinal do parafuso acabou apresentando uma folga excessiva sem nenhuma fixação. O problema foi corrigido com a diminuição do comprimento do implante de 23mm ($L/d^{49} \approx 7$) para 15mm ($L/d \approx 5$) e, também, a diminuição da profundidade de corte a_p de 0,3mm para 0,1mm.

Tendo corrigido as causas dos erros foram fabricados 25 implantes, 5 a mais do que a amostra necessária para possível reposição. Foi realizado um controle de qualidade em todos os implantes, colocando a porca no parafuso em todo seu comprimento com o objetivo de verificar a folga entre ambos os componentes. Todos os implantes apresentaram folga adequada e foram aprovados pelo controle de qualidade.

⁴⁸ Perfil de rosca conforme NBR ISO 5835

5.1.3.1 Rugosidade da superfície

Os diversos estudos voltados para a área da implantodontia recomendam os implantes em forma de parafuso, como ideais para a obtenção da estabilidade inicial exigida para a osseointegração.

Conforme Buser (1991 apud DIAS et al, 2000, p.66)“, diferentes estudos experimentais e clínicos demonstram que a osseointegração pode ser conseguida com implantes de diferentes formas, desde que se preservem os princípios cirúrgicos e biológicos considerados fundamentais para a osseointegração”.

Ratner (1987 apud DIAS et al, 2000, p.67) afirma que “Independente do seu desenho, o implante se caracteriza pela sua superfície, a qual determinará o comportamento biológico no período de cicatrização e, posteriormente, quando o implante será submetido a cargas funcionais”

De acordo com (ELIAS;LIMA; MEIRELLES)

O nível de rugosidade deve ser controlado porque as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação. Se a superfície possuir rugosidade muito menor que o tamanho das células, poderá ocorrer ausência dos sítios de fixação. Por outro lado, se o implante possuir grandes números de picos ou vales mas, estes possuem superfícies lisas, as células, igualmente, não poderão se fixar.

(...) o aumento da rugosidade eleva a resistência da interface implante-osso, existe uma rugosidade ótima que induz a maior osseointegração.

Mora (2000, p.73) produziu peças de osso sob condições de usinagem de acabamento, que melhor favorecessem a osseointegração. A Tabela 5.1 compara os valores obtidos por Mora e os desta pesquisa. Os ensaios foram de torneamento cilíndrico.

Tabela 5.1 – Dados de usinagem referentes aos ensaios realizados.

⁴⁹ Relação entre comprimento e diâmetro.

| Condições de Usinagem | Mora (2000) | | Este Trabalho |
|---|---------------------|---------------------|----------------------|
| | F1 | F5 | VBMT 110202 |
| Ângulo de Saída Principal γ_n (°) | 0 | 5 | 6 |
| Ângulo de Incidência Principal α_n (°) | 5 | 10 | 5 |
| Ângulo de Cunha Principal β_n (°) | 85 | 75 | 79 |
| Avanço f (mm/Rot) | 0,03 | 0,03 | 0,05 |
| Velocidade de Corte V_c (m/min) | 3 | 3 | 66 |
| Profundidade de Corte a_p (mm) | 0,1 | 0,1 | 0,1 |
| Material da ferramenta | Aço Rápido – 12% Co | Aço Rápido – 12% Co | Metal duro |
| Fluido de Corte | ----- | ----- | ----- |
| * R_a | 3,53 ± 1,03 | 2,38 ± 0,96 | 1,38 ± 0,89 |
| * R_t | 34,63 ± 7,14 | 28,74 ± 6,98 | 7,67 ± 2,16 |
| * R_z | 24,29 ± 5,87 | 16,79 ± 6,02 | 6,19 ± 5,87 |

* (média ± desvio padrão)

Devido à necessidade de acomodar suportes e pastilhas comerciais às geometrias de corte propostas e fatores adicionais de limitações na manufatura relacionados com as forças de corte e fratura dos implantes durante a usinagem por flexão excessiva, utilizou-se neste trabalho condições de corte diferentes dos empregados nos ensaios de Mora (2000).

A Figura 5.4 apresenta um perfil típico de rugosidade obtido nos ensaios de torneamento cilíndrico para confecção dos implantes. Para obtenção do perfil de rugosidade foi usado o apalpador mecânico FRW-750-1 com “cut-off⁵⁰” de 5,6mm.

⁵⁰ Comprimento de amostragem. (TELECURSO 2000).

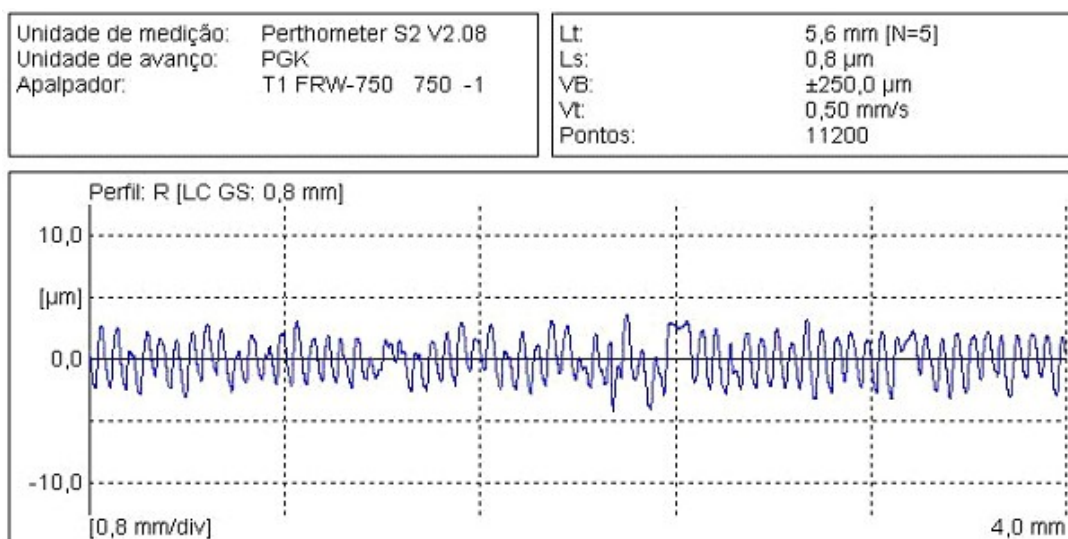


Figura 5.4 – Perfil de rugosidade superficial.

Mora (2000) diz que: “o avanço e a velocidade de corte são fortemente influentes nos parâmetros de rugosidade obtidos e produzem populações com médias significativamente diferentes”.

Efetivamente condições de corte diferentes com geometria de corte diferentes produzem resultados estatisticamente diferentes. Este fato é observado nas comparações entre os resultados de rugosidade dos ensaios de Mora e os obtidos neste trabalho (Tabela 5.1). As mudanças no avanço e na velocidade de corte produziram níveis de rugosidade diferentes.

Quando os valores de R_a e R_t encontrados nesta pesquisa são comparados para a população total dos ensaios, verifica-se a existência de boas correlações lineares ($r = 0,80684$) entre eles. O mesmo não acontece para os valores de R_a e R_z ($r = 0,37669$). A Figura 5.5 apresenta as equações e gráficos de regressão linear (Pearson).

Mora (2000) descreve que só no caso de ferramentas com pontas agudas, com raios extremamente pequenos, as rugosidades teoricamente calculadas e as experimentais se aproximam de forma aceitável. Para raios de quina maiores, a comparação mostra resultados discordantes. A discrepância encontrada com os raios de quina maiores é devida à natureza do material e seu comportamento diante da usinagem. A ferramenta usada nesta pesquisa possui raio de 0,2mm.

Os gráficos apresentam sua importância e utilidade no momento de se fazer estimativa de um parâmetro de rugosidade conhecendo-se o valor do outro, principalmente R_a . Mora

(2000) verificou que alguns parâmetros de rugosidade podem ser adequadamente aproximados por uma relação linear.

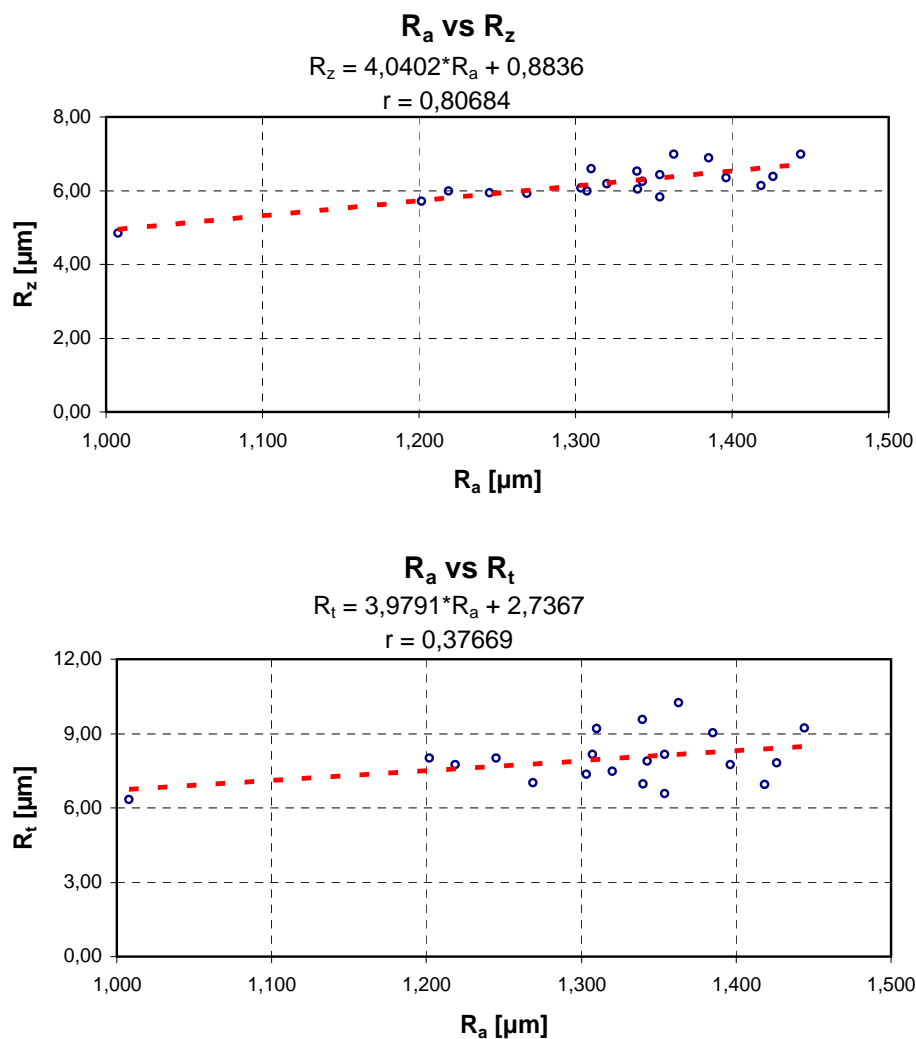


Figura 5.5 – Gráficos de correlação entre parâmetros de rugosidade para a totalidade dos ensaios.

Os resultados encontrados neste trabalho estão fortemente relacionados com as condições de usinagem, que apesar de serem fenômenos complexos se interrelacionam de forma semelhante ao que acontece com outros materiais de engenharia (MORA, 2000).

Nesta pesquisa a relação diâmetro/comprimento dos implantes se mostrou como uma limitação para a fabricação por processo de usinagem de implantes a partir de osso bovino. Fica sugerido o estudo sobre este fenômeno.

5.1.4 Poder de fixação

Para Proffit (1995 apud NOJIMA; GONÇALVES, 1996),

Os dentes e estruturas periodontais estão sujeitos às forças pesadas e intermitentes durante a função mastigatória. O contato entre os mesmos por um segundo ou menos geram forças pesadas, chegando a 10 ou 20N quando estruturas moles são mastigadas, e forças equivalentes a 500N quando objetos mais resistentes são mastigados.

A quantificação da qualidade mecânica do tecido ósseo é de fundamental importância não somente no delineamento do comportamento biomecânico do osso submetido a implantes e/ou próteses, mas também no estudo de várias doenças ósseas metabólicas. Além disso, o tecido ósseo pode sofrer constantemente variações adaptacionais em resposta à alteração dos locais de condições biomecânicas. Esses processos de adaptação são muito importantes na patogênese da fragilidade óssea associada à idade e ao sucesso de implantes e próteses.

Baptista (2003) constata que:

O potencial imunogênico altera-se conforme o preparo recebido pelos enxertos. Os enxertos frescos causam reações imunes inaceitáveis à sua aplicação clínica. O congelamento destes diminui de forma considerável esta resposta imune do hospedeiro, preservando as propriedades biomecânicas e osteoindutivas do enxerto.

Foram desenvolvidas técnicas para a preservação das propriedades biomecânicas e osseointegrativas do enxerto ósseo, dentre elas, estudou-se nessa pesquisa o processo de liofilização.

Desde 1912, quando Albee iniciou o armazenamento de enxertos ósseos em locais refrigerados, estes têm sido fervidos, congelados ou agitados em solução anti-séptica para sua conservação. O desenvolvimento dessas técnicas progrediu gradualmente até que o United States Navy Tissue Bank introduziu o aloenxerto de osso liofilizado para cirurgia ortopédica reparativa, em 1951 (MACEDO et al., 1999)

Duarte (2000) informa que a “técnica de liofilização consiste na retirada de umidade do osso previamente desengordurado, o que permite a possibilidade de estocagem por longos períodos”.

As vantagens do osso liofilizado de acordo com Macedo et al. (1999) são:

A diminuição marcada da antigenicidade do aloenxerto, o menor risco de transmissão de doenças, a maior disponibilidade por ser possível o uso de doadores mortos ou membros amputados, a praticidade do armazenamento e

manuseio transoperatório do enxerto (armazenado em pacotes em temperatura ambiente por até quatro a cinco anos) e a mínima alteração bioquímica.

Como desvantagens, Zasacki,(1991 apud DUARTE, 2000, p.90), aponta:

A baixa propriedade de osteointegração e a alteração de propriedades mecânicas como a perda de elasticidade e a fragilidade. Essas alterações, causam principalmente dificuldades técnicas na adaptação do tamanho e do formato do enxerto ao local de implante.

No processo de irradiação gama o tecido ósseo é esterilizado por meio de raios gama, eliminando-se os organismos infecciosos do mesmo. Uma irradiação excessiva diminui a resistência mecânica do enxerto ósseo (Cowin, 2001).

Com o objetivo de utilizar o implante desenvolvido neste trabalho como uma alternativa terapêutica, fatores relacionados a biosegurança no sentido de descontaminação e esterilização são pontos chaves para o sucesso. Como relatado na literatura, os processos de esterilização reduzem as propriedades mecânicas dos enxertos ósseos. Através de ensaios de extração, foi possível quantificar a redução e também verificar sua resistência quanto ao uso prático. Os testes de extração realizados foram in vitro. A maioria dos dados provenientes de avaliações biomecânicas é extrapolada para a prática clínica e exige confirmações in vivo em seres humanos, necessitando de novos estudos clínicos.

De acordo com Macedo et al (1999),

Um dos problemas dos testes de avaliação das propriedades biomecânicas é que estes são realizados in vitro; conseqüentemente são negligenciados os processos biológicos aos quais o osso é submetido in vivo. Tais processos seriam: a revascularização, a remodelação, necrose do enxerto e algumas alterações bioquímicas do colágeno.

Koranyi et al.(1970 apud MORA, 2000 p.15) definiu o poder de fixação de um parafuso como “a máxima força uniaxial de tração necessária para produzir falha no osso, medindo as forças de resistência do parafuso inserido em uma cavidade apropriada à sua função”. A Tabela 5.2 apresenta os valores médios de força máxima (média \pm desvio padrão) obtidos nos corpos de prova (CP) dos grupos G1 e G2 realizados nesta pesquisa. Foram efetuadas três medidas para cada CP e calculado o valor médio aritmético.

Os procedimentos de ensaio para determinação do poder de fixação dos implantes, seguem as recomendações de Bolliger (1999) com pequenas adaptações. O fato de fabricar os corpos de prova pelo processo de usinagem trouxe a vantagem de uniformizar a espessura do material analisado.

Tabela 5.2 – $F_{\text{máx}}$ (média \pm desvio padrão) de extração reportados nos ensaios.

| | G1 | G2 |
|-----------------------|--|--|
| Corpo de Prova | $F_{\text{máx}}$ [N] | $F_{\text{máx}}$ [N] |
| CP_1 | 1523 ± 76 | 397 ± 62 |
| CP_2 | 1209 ± 79 | 435 ± 79 |
| CP_3 | 1251 ± 90 | 396 ± 73 |
| CP_4 | 1329 ± 77 | 559 ± 63 |

Devido à falta de dados de literatura sobre ensaios de extração envolvendo osso bovino liofilizado, foram reportados ensaios com osso humano. Oliveira, Sicca (1999, p. 6), definem o osso cortical bovino: “com composição química e física, porosidade, tamanho e forma semelhantes à humana”.

A Tabela 5.3 mostra que para o grupo G1 a variação de $F_{\text{máx}}$ está dentro da faixa de valores descritos por Bolliger Neto (1999) e Keith et al. (2005), o mesmo não acontece com os valores relatados por Serkan et al (2004).

Tabela 5.3 – Comparação dos valores de $F_{\text{máx}}$

| Referência | Carga máxima (N) | |
|---------------------|------------------|---------------|
| Osso Humano | | |
| Bolliger Neto, 1999 | 638 - 4120 | |
| Keith et al., 2005 | 1122 - 1457 | |
| Serkan et al., 2004 | 2079 - 2466 | |
| Osso Bovino | | |
| | G1 | G2 |
| | Femur / tibia | Femur / tibia |
| Nesta Pesquisa | 1577 - 1153 | 603 - 345 |

Bolliger Neto (1999) em seus estudos, inseriu parafusos metálicos ($\varnothing 3,2\text{mm}$) em amostras de tíbias e fêmures de cadáveres humanos, os quais foram inicialmente congelados (-30°C) para armazenagem. Seu objetivo foi relacionar a localização de inserção dos parafusos com a intensidade da força. O mesmo concluiu que o local anatômico de inserção dos parafusos provoca diferenças estatisticamente significativas nos valores de força de extração.

Keith et al. (2005) realizou ensaios com parafusos ($\varnothing 4,0\text{mm}$) inseridos em vértebras de cadáveres humanos, congelados a -30°C . Seu objetivo foi relacionar a orientação de inserção dos parafusos com sua força de extração. O mesmo concluiu que a orientação de inserção dos parafusos é fortemente influente sobre a força de extração.

Serkan et al (2004) reportou ensaios em vértebras de cadáveres humanos, congelados a -30°C , inserindo parafusos ($\varnothing 3,2\text{mm}$). Seu objetivo foi relacionar a velocidade com a força de extração, sendo que utilizou diferentes velocidades 1, 5 e 25 mm/min. O mesmo concluiu em seus experimentos que diferentes velocidade resultam em diferentes forças de extração.

Nesta pesquisa o grupo G2 ($447 \pm 77 \text{ N}$) apresentou redução de 66% em relação a G1 ($1328 \pm 139 \text{ N}$) no valor médio da força máxima necessária para extração dos implantes inseridos, sendo estas diferenças estatisticamente significativas ($p < 5,76\text{E-}04$).

Todos os ensaios foram realizados em temperatura ambiente ($\pm 23^{\circ}\text{C}$).

Os resultados apresentados (Tabela 5.3) servem para reforçar as afirmações sobre o comportamento do osso frente as condições de ensaio.

Holanda et al (1999), afirma que:

As propriedades mecânicas do osso variam não somente com a natureza da força aplicada, mas também com a direção (anisotropia) e a velocidade (viscoelasticidade) de aplicação desta força.

Rho et al. (1998), conclui:

“As propriedade mecânicas dos tecidos ósseos são influenciadas extremamente pela porosidade, pelo nível da mineralização e pela organização da matriz óssea, de um osso para outro, assim como dentro de regiões diferentes do mesmo osso.”

5.2.1 Colocação dos implantes

As amostras 6B, 8B, 24 e 21 foram submetidas aos procedimentos cirúrgicos, onde foram possíveis a colocação dos 5 implantes (Figura 5.6) sobre a diáfise das amostras. Os implantes ficaram afastados $\pm 10\text{mm}$. A Figura mostra que o comprimento de $\pm 15\text{mm}$ dos implantes é ideal para amostras adultas, observa-se também a estabilidade adequada dos implantes. Não foi possível quantificar o torque de aperto dos implantes, devido à indisponibilidade do equipamento na ocasião.

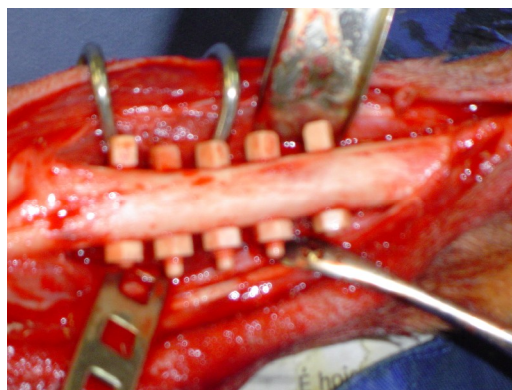


Figura 5.6 – Inserção de parafusos ósseos em amostras vivas.

Após a colocação dos implantes as amostras retornaram para o Biotério Central – UFSC, onde permaneceram em observação por 120 dias.

Durante este período dois cães receberam atendimento clínico, pois apresentaram alterações no estado geral.

O cão 21 teve rompimento de sutura, sendo necessário repará-la por 2 vezes. O cão 8B apresentou fratura completa da tíbia devido a um acidente no canil sendo necessária anestesia, realinhamento ósseo e imobilização com gesso. Este cão, embora com fixação de colar Elizabetano⁵¹, arrancou o gesso em 3 diferentes ocasiões.

Ambos os animais ficaram internados na DOGMED – Clínica Veterinária para os devidos cuidados.

5.2.2 Exames Radiológicos

A utilização de imagens radiográficas se dá pelo fato de a mesma ser uma técnica comum na odontologia (LAUREANO FILHO et al 2003).

⁵¹ Componente para proteger o curativo e promover a cicatrização rapidamente.

Conforme laudo radiográfico sobre protocolo nº 17051 (Apêndice 5.1), após noventa dias dos procedimentos cirúrgicos, as amostras foram avaliadas.

Nas imagens radiológicas (Figura 5.7) referentes aos cães 21, 6B e 24 o laudo descreve para os 3 casos como presença de material de rádio densidade óssea com remodelamento e também discreta osteólise⁵² adjacente aos implantes. Maiores detalhes referentes a este resultado serão apresentados a seguir.

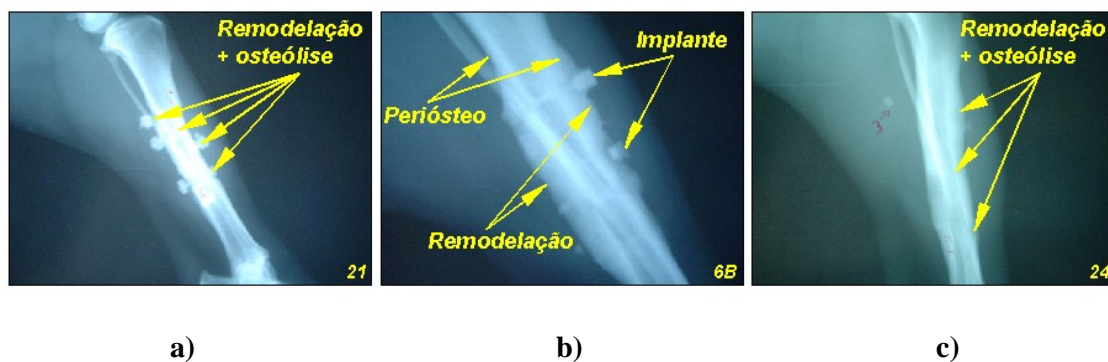


Figura 5.7 – Imagens radiograficas – a) amostra 21; b) amostra 6B; c) amostra 24.

A Figura 5.8 referente a amostra 8B apresentou fratura completa da tíbia, o laudo descreve como presença de remodelamento e material rádio denso em partes moles.

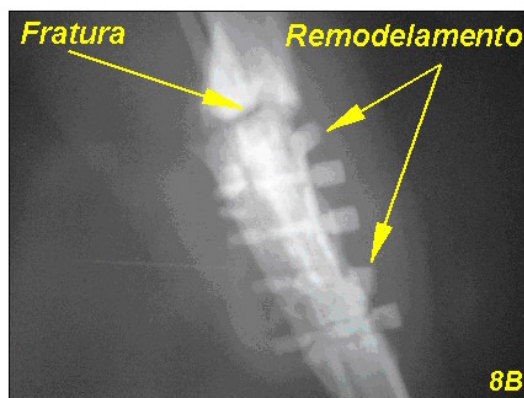


Figura 5.8 – Imagem radiografica – amostra 8B.

⁵² Formação de granuloma com reabsorção óssea (JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, 1995).

5.2.3 Remoção das amostras ósseas

Após 120 dias dos implantes inseridos nas amostras caninas, repetiu-se os procedimentos cirúrgicos descritos na capítulo anterior (seção 4.3.1) para remoção das amostras ósseas.

Da amostra 8B após incisão foi retirada uma lasca de osso (Figura 5.9). Acredita-se que o fato é decorrente da fratura que o animal sofreu. Foi observado pequena quantidade de tecido neo-formado ao redor de dois implantes.



Figura 5.9 – Remoção das amostras ósseas – amostra 8B.

Após osteotomia o cão 21 apresentou complicações e a equipe cirúrgica juntamente com o médico veterinário decidiu em sacrificar o animal. Diante deste fato a equipe decidiu que se após incisão nas demais amostras (6B e 24) os mesmos apresentassem tecido neo-formado em todos os implantes, seria removido um pedaço inteiro da tíbia através de corte transversal, sendo necessário o sacrifício dos animais, o que acabou acontecendo. As amostras 21, 6B e 24 foram sacrificados com doses endovenosas de 15ml de tiopental sódico (Thionembital® - ABBOTT Laboratories).

Após os procedimentos cirúrgicos, a CEUA foi comunicada através de ofício (Apêndice 5.2), sobre o sacrifício dos animais.

5.2.4 Avaliação visual do tecido neo-formado

Na Figura 5.10a observa-se que as cabeças dos implantes apresentam características de reabsorção. É possível identificar que o primeiro implante não foi totalmente envolvido pelo tecido neo-formado, porém com relação aos demais é observado que os mesmos foram totalmente envolvidos. O ganho de altura em função do tecido neo-formado é de aproximadamente 3mm nas porcas e de 2mm na cabeça do parafuso (Figura 5.10b). Na Figura

5.10c é observado que as porcas foram totalmente envolvidas pelo tecido neo-formado e apresentam características de reabsorção. O tecido neo-formado na amostra 6B tinha característica de tecido duro.

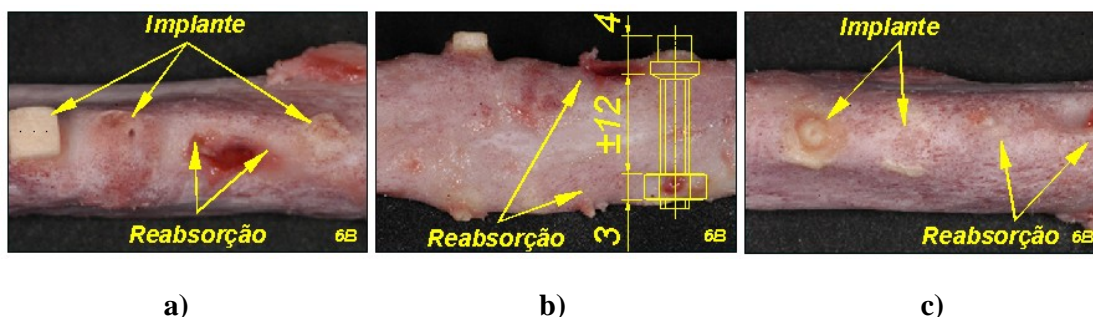


Figura 5.10 – Amostra óssea do cão 6B.

Na Figura 5.11a foi observado a presença de tecido neo-formado com características de tecido duro e mole. Observa-se também que houve neo-formação completa de tecido ao redor de todos os implantes (Figura 5.11b) e que os mesmos apresentavam características de reabsorção (Figura 5.11c).

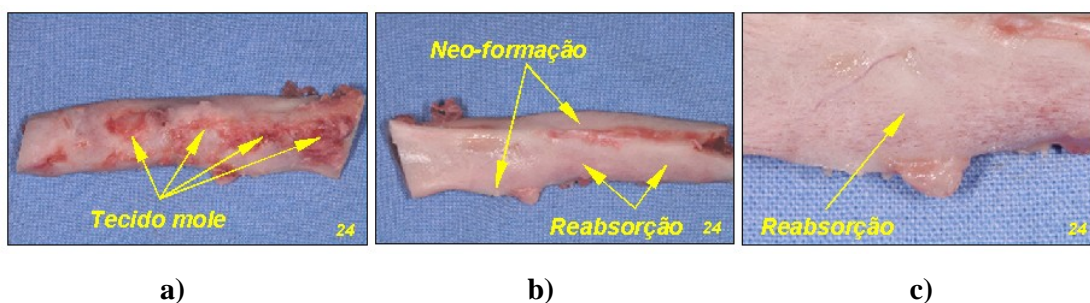


Figura 5.11 – Amostra óssea do cão 24.

A Figura 5.12a demonstra a presença de tecido neo-formado envolvendo os implantes. Análises preliminares verificaram que a neo-formação foi constituída por tecido duro e tecido mole. Dos 5 implantes inseridos na amostra 21, três deles estavam completamente envolvidos pelo tecido neo-formado, não sendo possível visualizá-los sem uma dissecação, os outros 2 implantes apresentavam-se parcialmente envolvidos pelo tecido neo-formado (Figura 5.12b).

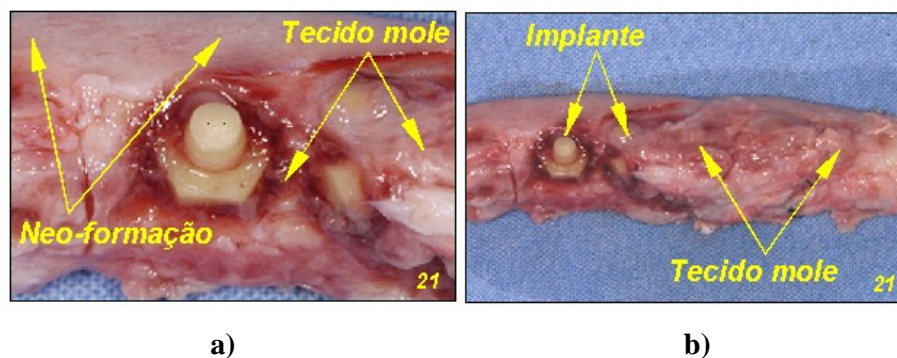


Figura 5.12 – Amostra óssea do cão 21.

5.2.5 Preparação das lâminas histológicas

Com a utilização de um sistema de corte (Isomet-1000[®]) e disco adiamantado de espessura 1mm foram realizados cortes transversais a 400rpm no osso tibial, obtendo-se 2 lâminas por implante (L1 e L2), conforme apresentado na Figura 5.13. Foram obtidas um total de 30 lâminas, com espessura de 2mm cada. As lâminas foram encaminhadas ao Departamento de Ciências Morfológicas – UFSC, onde foram preparadas para avaliações com a técnica de hematoxilina-eosina⁵³ (HE).

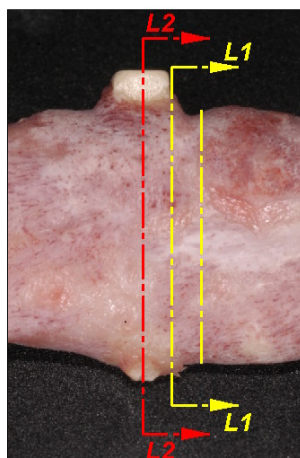


Figura 5.13 – Esquema de corte para obtenção das amostras L1 e L2

⁵³ Coloração dos tecidos, de modo a tornar seus componentes visíveis e destacados uns dos outros. (JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, 1995).

5.2.6 Avaliação histológica

Através de avaliações pela técnica HE foi possível verificar o comportamento tecidual do tecido neo-formado em relação a presença ou ausência de: a) reabsorção do parafuso de osso, b) osso necrótico; d) células inflamatórias e e) fibrose (SCHIOCHETT, 2002).

A região avaliada para caracterização da neo-formação foi a interface osso receptor + OBMD + neo-formação (Figura 5.14).

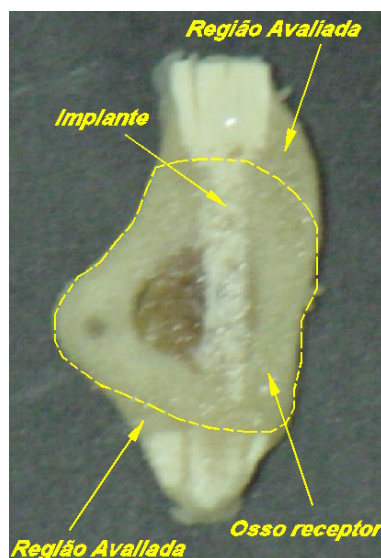


Figura 5.14– Região avaliada pelo microscópio.

Com as imagens geradas pela microscopia óptica foi possível observar a presença dos produtos resultantes do remodelamento.

A remodelação óssea é um processo ativo que ocorre em todo o esqueleto, permitindo que o mesmo seja continuamente renovado (JORGETTI, 2003). Através do remodelamento, o tecido ósseo substitui células velhas por novas, através do processo de reabsorção, seguido pela formação de osso novo (BENTO, 2003). Os produtos do remodelamento ósseo são linhas cimentantes reversas, ósteons secundários ou sistemas de Havers, pacotes trabeculares e lamelas intersticiais (BENTO, 2003).

A Figura 5.15 apresenta o corte histológico do cão 21, corado por HE após descalcificação. Nota-se a região da junção do parafuso ósseo com o osso do animal. Observa-se nitidamente que o osso do animal apresenta mais coloração que o osso do parafuso.

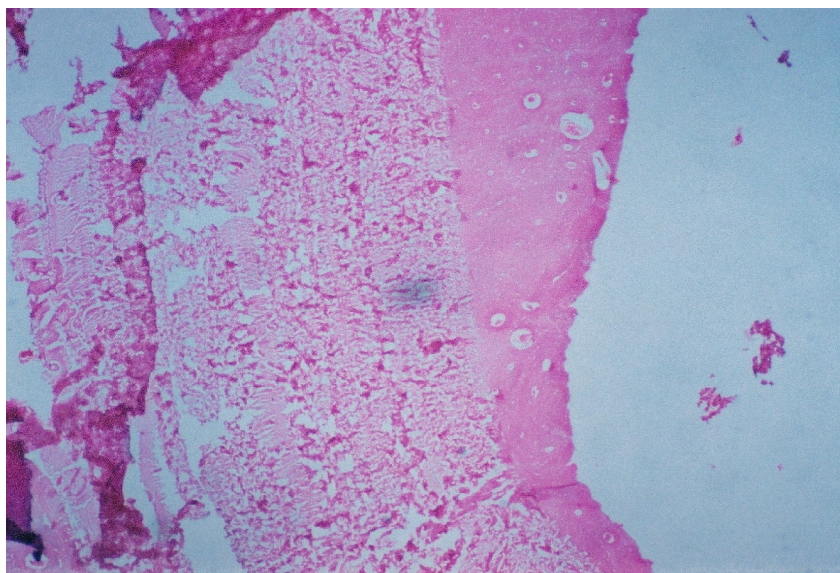


Figura 5.15 – Corte histológico do cão 21, objetiva 4x.

A Figura 5.16 mostra o corte histológico, corado por HE após descalcificação. Observa-se a junção entre o osso do cão 21 e o parafuso. Nota-se os sistemas de Havers e as lacunas de osteócitos no osso do animal e a ausência desses elementos no parafuso. Observa-se a integração tecidual entre o osso e o parafuso.

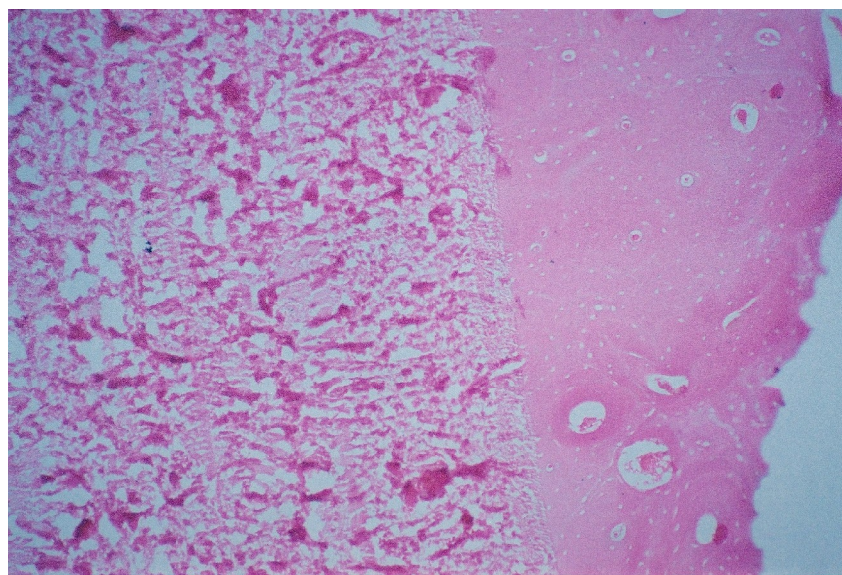


Figura 5.16 – Corte histológico do cão 21, objetiva 10x.

A Figura 5.17 apresenta o corte histológico, corado por HE após descalcificação. Apresenta a região do calo ósseo formado entre o parafuso e a parte superficial do osso tibial

do cão 8B, observa-se nitidamente a neo-formação de tecido ósseo abaixo do tecido fibrótico formado entre o calo e o parafuso.

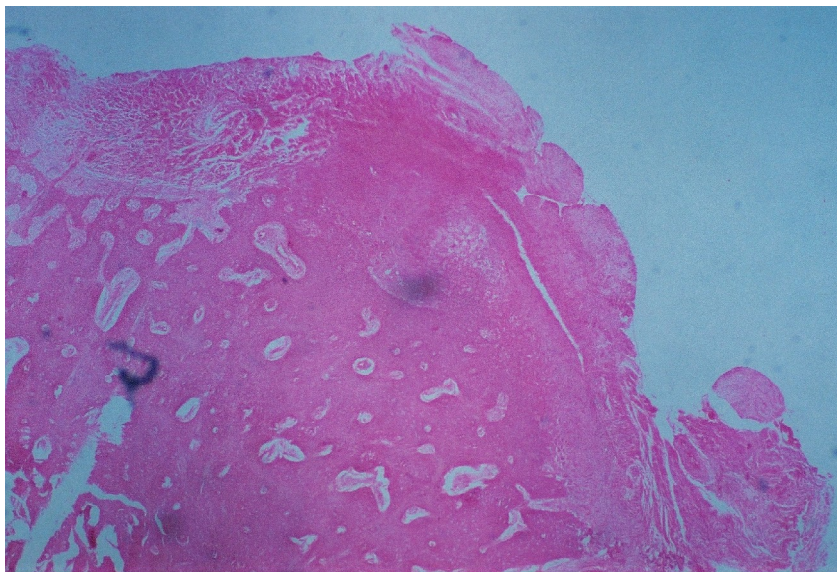


Figura 5.17 – Corte histológico do cão 8B, objetiva 4x.

A Figura 5.18 apresenta o corte histológico, corado por HE após descalcificação. Mostrando a região do calo ósseo formado no cão 8B. Observa-se no centro da foto uma série de osteócitos formados.

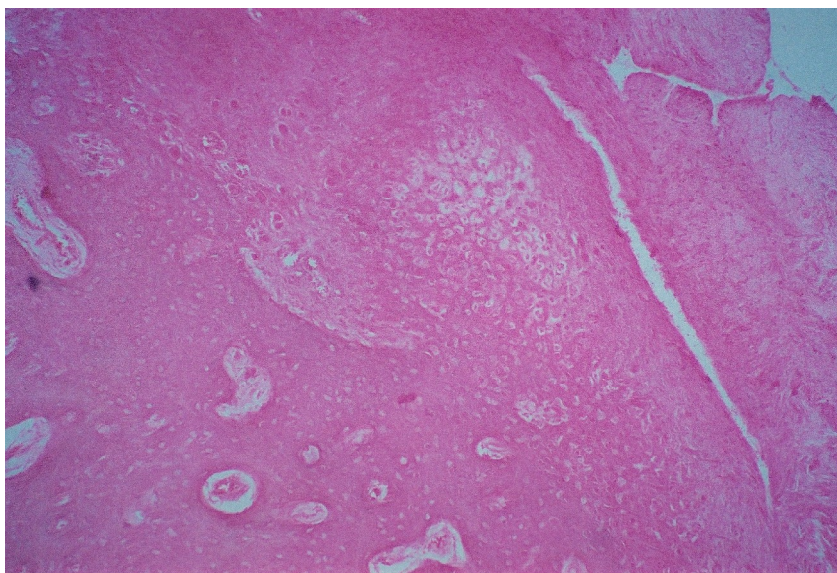


Figura 5.18 – Corte histológico do cão 8B, objetiva 10x.

A Figura 5.19 mostra o corte histológico realizado por desgaste da região periférica do calo ósseo formado entre o parafuso e a tíbia do cão 6B. Observa-se o tecido ósseo secundário

formado com os canais de Havers e o sistema circunferencial externo da tíbia. Nota-se nitidamente a integração tecidual existente entre o calo ósseo e o osso do animal.

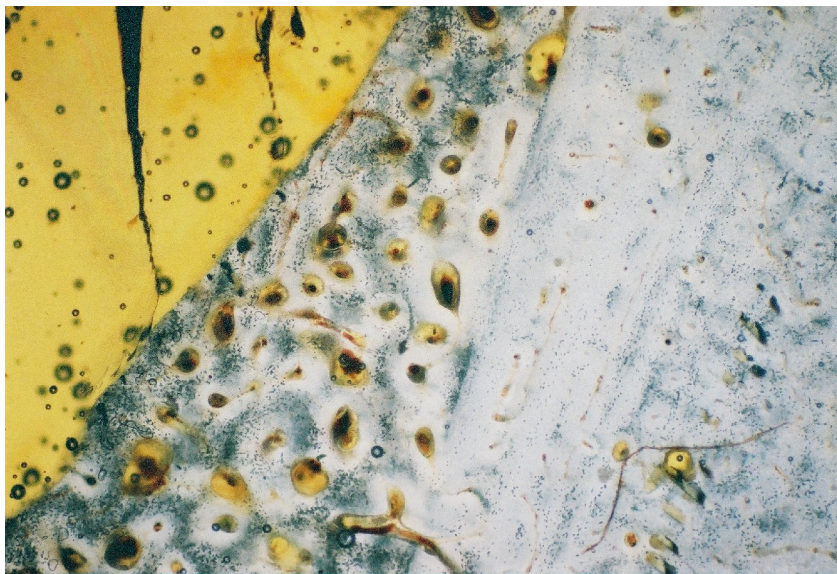


Figura 5.19 – Corte histológico do cão 6B, objetiva 4x.

A Figura 5.20 apresenta o corte histológico do cão 6B, realizado por desgaste da região de função entre o parafuso e a tíbia do animal mostrando a perfeita integração entre o material do parafuso e o tecido ósseo.

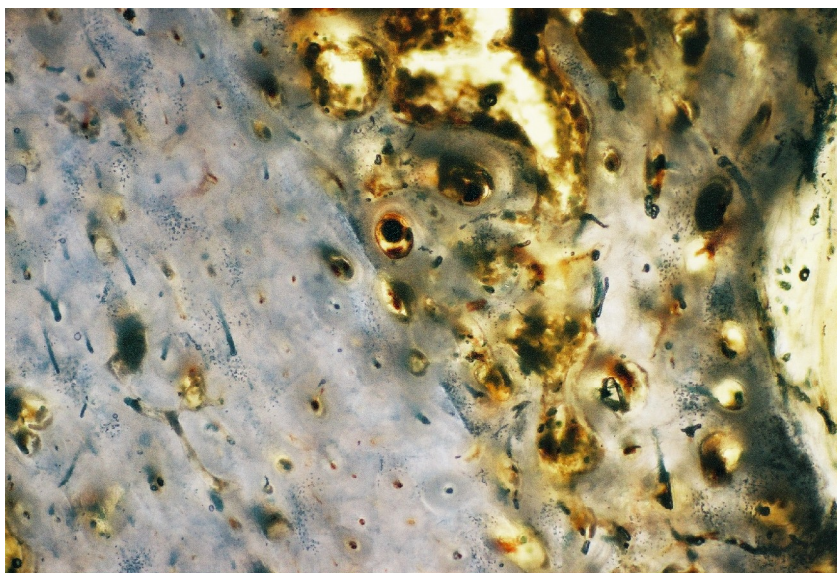


Figura 5.20 – Corte histológico do cão 6B, objetiva 4x.

Diante dos resultados apresentados nesta pesquisa, foi verificada a possibilidade de colocação dos implantes de osso bovino liofilizado como material de enxerto nas técnicas de

levantamento de seio maxilar, constituindo como uma alternativa moderna para casos de reconstruções ósseas. Os implantes em questão apresentam características osseocondutivas pois são considerados carregadores por fornecer elementos estruturais, reabsorvendo e propiciando a formação de nova matriz, resultando em neo-formação de tecido ósseo.

6. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos neste trabalho conclui-se que:

O implante ósseo desenvolvido nesta pesquisa apresenta geometria e tolerância dimensional, que poderão ser ajustadas para utilização como alternativa de enxerto em cirurgias de levantamento de seio maxilar. Como resultado espera-se uma fixação mais estável, necessária para a sua absorção e com características osseocondutivas. Com a fabricação da porca foi possível desenvolver uma nova geometria que proporciona maior estabilidade e aumento da neo-formação, o que poderá resultar em consideráveis ganhos na altura óssea. O desenvolvimento neste trabalho do implante ósseo constituído de parafuso e porca, representa novas possibilidades de utilização na área da saúde (odontologia e ortopedia). Além do uso em cirurgias de reconstrução periodontal, há agora a possibilidade de aplicações em técnicas de estabilização de fraturas ósseas maxilo-faciais, interferência de mão, cotovelo e tornozelo. No entanto, um estudo mais aprimorado em relação à geometria do implante e o local anatômico de aplicação em fraturas ósseas deve ser desenvolvido para a otimização das funções biomecânicas.

Para futuras aplicações do implante ósseo em pauta, é necessário o desenvolvimento de um “kit” de ferramentas cirúrgicas, usadas para a sua fixação, como chaves e torquímetro. Com o uso de imagens geradas por tomografia computadorizada será possível obter informações mais detalhadas sobre a anatomia do seio maxilar, necessárias tanto para um melhor dimensionamento do conjunto parafuso-porca quanto para o projeto e fabricação das ferramentas cirúrgicas. Essas ferramentas deverão ser fabricadas levando-se em consideração, também, requisitos ergonômicos e as "Boas Práticas de Fabricação de Produtos Médicos" estabelecidas pela ANVISA, afim de garantir a qualidade do processo e o controle dos fatores de risco à saúde do paciente.

A fabricação de implantes por usinagem a partir de osso cortical bovino, corresponde a processos que reproduzem os resultados da usinagem de outros materiais, fato este também já constatado por outros pesquisadores citados nesta dissertação. É possível obter níveis de rugosidade da superfície que são utilizados em vários tipos de implantes na odontologia e medicina. Através da mudança apropriada nas condições do processo de usinagem, é possível obter as mesmas rugosidades superficiais tanto em implantes metálicos como em osso cortical bovino.

Os conhecimentos atuais sobre o tema em pauta apontam para a necessidade da combinação de processos de esterilização: tratamento físico-químico, liofilização e irradiação

gama, aplicados após a usinagem, necessários para o tratamento do osso cortical bovino, com a finalidade de evitar rejeições biológicas e permitir a sua preservação. Entretanto, este procedimento promove alterações significativas, diminuindo a resistência mecânica do componente. Diante deste fato sugere-se um estudo sobre a influência isolada de cada um desses processos, com uma avaliação sobre diferentes condições de temperatura e irradiação gama, afim de obter faixas de esterilização aceitáveis e a maximização da resistência mecânica dos componentes.

A análise microscópica das lâminas ósseas demonstrou que houve reabsorção do parafuso de osso bovino, em alguns casos completa e em outros parcial. As amostras foram extraídas dos cães 120 dias após as cirurgias de inserção. Todas as amostras continham características de tecido ósseo em neo-formação, ausência de células inflamatórias, ausência de fibrose e ausência de áreas com reabsorção acentuada do osso receptor. A capacidade de osseocondução apresentada pelo implante desenvolvido, permite a ancoragem da interface de contato com o decorrer do tratamento, promovendo então a continuidade do material ósseo na região de implantação.

Com o intuito de aperfeiçoar o uso do implante ósseo resultante desta pesquisa, é necessário realizar estudos adicionais como o acompanhamento cronológico da absorção em diferentes níveis de desproteinização, para conversão dos mesmos numa alternativa não só de pesquisa científica, mas também para o alcance do benefício social.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. ABNT. **NBR 10520**: informação e documentação: citação em documentos. Rio de Janeiro, 2002. 7 p.
2. ABNT. **NBR 14724**: informação e documentação: trabalhos acadêmicos: apresentação. Rio de Janeiro, 2002. 6 p.
3. ABNT. **NBR 6023**: informação e documentação: referências: elaboração. 08/2002. Rio de Janeiro: ABNT, 2002. 24p.
4. ABNT. **NBR ISO 5835**: implantes para cirurgia - parafusos ósseos metálicos com conexão para chave hexagonal, parte inferior da cabeça de forma esférica e rosca assimétrica - dimensões. 11/1996. Rio de Janeiro: ABNT, 1996. 7p.
5. ABNT. **NBR ISO 8319-1**: instrumentos ortopédicos - conexões de ferramenta - Parte 1: chaves para uso com parafusos com encaixe hexagonal na cabeça. 04/1998. Rio de Janeiro: ABNT, 1998. 6p.
6. ABNT. **NBR ISO 8319-2**: instrumentos ortopédicos - conexões de ferramenta - Parte 2: chave de parafuso para parafusos com cabeça com fenda simples, parafusos com fenda cruzada e parafusos com cabeça com chanfro cruzado. 04/1998. Rio de Janeiro: ABNT, 1998. 8p.
7. ABNT. **NBR ISO 9714-1**: instrumentos de perfuração ortopédicos - Parte 1: brocas, machos e escareadores. 09/1997. Rio de Janeiro: ABNT, 1997. 5p.
8. ABNT. **NBR ISO 13916**: instrumentais cirúrgico e odontológico de aço inoxidável: acabamento e tratamento superficial. 07/1997. Rio de Janeiro: ABNT, 1997. 2p.
9. ACTIS, A. B. Influence of different sterelization procedures and partial demineralization of screws made of bone on their mechanical properties. **Journal of Biomaterials applications**, v. 18, jan. 2004.
10. AJZEN, Sérgio Aron, MOSCATIELLO, Rafael Andrade, LIMA, Aida Maria Custódio de et al. Computed tomography evaluation of autogenous graft in sinus lift surgery. **Radiol Bras.**, Jan./Feb. 2005, v.38, n.1, p.25-31.
11. ALMEIDA, W. L.; SAMPAIO, P. L.; ANDRADE, N. et al. Histopathological study of the bone structure of etmoidal bulla in chronic rhinosinusitis. **Rev. Bras. Otorrinolaringol.**, , v.69, n.3, p.304-310, May/June, 2003.
12. ALVES, S. R. C. F. Processamento dos enxertos ósseos alógenos em bancos de ossos e sua utilização na regeneração periodontal. **J. Periodontology**, v.72, p.834-838, 2001.
13. AMARAL, D.M., MENDONÇA, V.O., LAURINO, L.B. **Patologia óssea**: fundamentos. São Paulo: Fundação BYK, 1994.
14. AVANZI, O.; LIN, Y. C.; MEVES, R. et al. Treatment of lumbar instability with pedicular screws. **Acta Ortop. Bras.**, v.13, n.1, p.5-8, 2005
15. BAPTISTA, André Donato, SORRILHA, Andrey, TORMES, Túlio Augusto de Medeiros et al. A histological study of human allografts. **Acta Ortop. Bras.**, v.11, n.4, p.220-224. oct./dec. 2003.

16. BARBOSA, V. F. F. **Normas e legislações sobre implantes ortopédicos**. Disponível em: <www.anvisa.gov.br/servicosaude/hsentinelappt/Val%E9ria.pp>. Acesso em: 18 mar. 2006.
17. BENTO, D.Á. **Análise de resistência mecânica em implantes de osso: um enfoque numérico e experimental**. Florianópolis, 2003. 158 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina.
18. BERGLUNDH, T., LINDHE, J. Healing around implants placed in bone defects treated with Bio-Oss. An experimental study in the dog. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v.8, n.2, p. 117-124, apr.1997.
19. BETTI, Luciana Viti. **Análises microscópica e radiográfica do reparo de defeitos confeccionados em fêmures de coelhos preenchidos com matriz óssea bovina medular em bloco ou cortical em microgrânulos**. 2004. 189f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2004.
20. BOLLIGER, N. R. Experimental determination of bone cortex holding power of orthopedic screw. **Rev. Hosp. Clín. Fac. Med.** São Paulo, v.54, n.6, p. 181-186, 1999.
21. BORBA, Victória Z.C., KULAK, Carolina A. Moreira and LAZARETTI-CASTRO, Marise. Neuroendocrine control of bone mass: myth or reality?. **Arq Bras Endocrinol Metab**, v. 47, n.4, p.453-457, aug. 2003.
22. BRANDÃO, G. H. F. Estudo comparativo entre eficácia clínica de enxertos ósseos (autógenos, alógenos e aloplásticos) com e sem utilização de Plasma Rico em Plaquetas. 2005. Disponível em: <<http://www.odontologia.com.br/artigos.asp?id=538&idesp=15&ler=s>>. Acesso em: 26 nov. 2005.
23. BRÅNEMARK, R; YSANDE, M.; OLMARKER, K. et al. Intramedullary osseointegration: development of a rodent model and study of histology and neuropeptide changes around titanium implants. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 38, n. 2, p.1, mar./apr. 2001.
24. CALVO, M. C. M. **Bioestatística básica**. 3. ed. - Florianópolis. 1996.
25. CARNEIRO, E.; GARCIA, R. B.; OLIVEIRA, R. C. *et al.* Microscopic and radiographic analysis of the effect of particle size of demineralized bovine cancellous bone matrix on the repair of bone defects in femurs of rabbits. **J. Appl. Oral Sci.**, v.13, n. 2, p.157-162, Apr./June 2005.
26. CHOIFI, M.; MEDEIROS, E. A. S.; LAREDO FILHO, J. et al. O risco de contaminação pelo vírus HIV na cirurgia ortopédica. **Rev Bras Ortop**, v. 29, n. 9, p. 670-676, set. 1994.
27. COLUCCI, Antonio Renato Sanches. **Efeitos do ultra-som de baixa intensidade na osseointegração de implantes de titânio em tíbia de coelho: avaliação histomorfométrica e mecânica**. 2002. 101f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia)-Escola de Engenharia de São Carlos, São Paulo, 2002.
28. CORREIA, L.F.; ALVES G. **Auto e xenoenxertos na prática clínica implantológica**. Portugal Implantologia, n.1 · dez. 2002.
29. COWIN, S.C. **BONE mechanics handbook**. 2. ed. Boca Raton: CRC Press, 2001.

30. DIAS, P.V.; BASSANTA, A.D.; SILVA, A.R. et al. Estudo experimental de implantes com superfícies rugosas por jateamento em comparação com implantes de superfícies usinadas: avaliação histológica e biomecânica. **Rev. Bras. Impl.**, v.7, n. 27, p. 61-68, jul./ago. 2000.
31. DICIONÁRIO do Implantodontista. Disponível em: <<http://www.conexaomaster.com.br/index.php?pag=curiosidade&lang=pt&id=49>>. Acesso em: 23 out. 2005.
32. DUARTE, L. S.; SCHAEFFER, L. Comparação da resistência à compressão de ossos bovinos congelados e liofilizados. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 16, n. 2, p. 89-93, mai/ago. 2000.
33. ELIAS,C.N.;LIMA, J.H.C.; MEIRELLES, L.A. **Variação da osseointegração com a rugosidade dos implantes odontológicos**.Disponível em: <<http://www.materia.coppe.ufrj.br/mirror/sarra/artigos/artigo10097/index.html>>. Acesso em: 19 mar. 2006.
34. EMBACHER FILHO, A. **Projeto “Colosso”** : desenvolvimento de um implante osseointegrável: da teoria á prática. 2003. 117f. Tese (Doutorado em Odontologia - Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial) - Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Araçatuba, São Paulo, 2003.
35. EMBRAPA. Cultivo do Feijoeiro Comum. **Glossário**. Disponível em: <<http://sistemasdeproducao.cnptia.embrapa.br/FontesHTML/Feijao/CultivodoFeijoeiro/glossario.htm>>. Acesso em: 19 mar. 2006.
36. FEYNMAN, R.P. **Da pedra lascada aos nanomateriais**: por que não podemos escrever os 24 volumes inteiros da Enciclopédia Britânica na cabeça de um alfinete?.Disponível em: <<http://www.institutoinovacao.com.br/estudos/estudomateriais.pdf>> . Acesso em: 22 nov. 2005.
37. FIGUEIREDO, Arthur Silveira de, FAGUNDES, Djalma José, NOVO, Neil Ferreira *et al.* Devitalized bovine bone, porous coralline hydroxyapatite, castor beans polyurethane and autograft implants in rabbits. **Acta Cir. Bras.**, v..19, n.4, p.370-382, july/aug. 2004.
38. GENIUS BIOMATERIAIS BAUMER S.A. Disponível em: <<http://www.odontex.com.br/novidades/genius.htm>>. Acesso em: 14 dez. 2005.
39. HÄMMERLE, C.H. et al. The effect of a deproteinized bovine bone mineral on bone regeneration around titanium dental implants. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v.9, n.3, p.151-162, June, 1998.
40. HOLANDA, A.J.; VOLPON, J. B.; SHIMANO, A.C. Efeitos da orientação das fibras de colágeno nas propriedades mecânicas de flexão e impacto dos ossos. **Revista Brasileira de Ortopedia**, nov.dez. 1999.
41. HOLLINGER, J.O. Role of bone substitutes. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, 324, p.55-65, mar. 1996.
42. HOSPITAL do Câncer. Uberlândia. **Glossário de termos medicos**. Disponível em: <<http://www.hospitaldocancer.org.br/conteudo.asp?id=glossario&menu=hospital#G>>. Acesso em: 19 mar. 2006.
43. HÜRZELER, M.B. et al. Maxillary sinus augmentation using different grafting materials and dental implants in monkeys. Part I. Evaluation of anorganic bovine- derived bone matrix.**Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v.8, n.6, p. 476-486, dec. 1997.

44. HURZELER, M.B. et al., Reconstruction of the severely resorbed maxila with dental implants in the augmented maxillary sinus: a 5 year clinical investigation. **Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v. 4, n. 11, p. 446-475, 1996.
45. IBGE. **Normas de apresentação tabular**. 3. ed. 1993.
46. INCEOGLU, S., I., MCLAIN, R., CAYLI, S. et al. Stress relaxation of bone significantly affects the pull-out behavior of pedicle screws. **Journal of Orthopaedic Research**, v.22, p.1243-1247, 2004.
47. JORGETTI, V. Biópsia óssea e análise histomorfométrica. In: - FLEURY - Medicina Diagnóstica. **Manual de doenças oosteo-metabólicas**. 2003. Disponível em: <<http://www.fleury.com.br/htmls/cdrom/index.htm>>. Acesso em: 28 nov. 2005.
48. JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.
49. JUNQUEIRA JÚNIOR, L.F. Ruídos cardíacos fonocardiograma de superfície e ausculta cardíaca. Disponível em: <<http://www.eerp.usp.br/cursos/1RuidosCardiacos/fonosemio.htm>>. Acesso em 19 mar. 2006.
50. KAWANO, Cezar Teruyuki and Severino, Nilson Roberto Enxerto ósseo autólogo para defeitos tibiais na artroplastia total de joelho. **Acta Ortop. Bras.**, v.13, n.3, p.120-123, 2005.
51. KEISERMAN, M. Saúde e osteoporose. Disponível em: <http://www.abcdocorposalutar.com.br/artigo_print.php?codArt=109>. Acesso em 10 dez. 2005.
52. KEITH D. K. LUK, LIANG C., WILLIAM, W.L. A stronger bicortical sacral pedicle screw fixation through the s1 endplate: an in vitro cyclic loading and pull-out force evaluation. **Spine**, v. 30, n. 5, p. 525–529, 2005.
53. LAUREANO FILHO, et al., Levantamento de seio maxilar com enxerto ósseo para implantes imediatos osseointegrados. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial**. v.3, n.4, p.13-17, out./dez. 2003.
54. LEE, J. R. **As múltiplas funções de um notável hormônio**. Disponível em: <<http://paginas.terra.com.br/saude/novatr/lee.html>>. Acesso em 19 mar. 2006.
55. LEVIN, J.: **Estatística aplicada a ciências humanas**. 2. ed. São Paulo: HARBRA, 1987.
56. LIRANI, A. P.R. Estudo comparativo dos efeitos do ultra-som e laser de baixa intensidade no reparo ósseo de tibia de rato. 2004. 109f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Escola de Engenharia de São Carlos. São Paulo, 2004.
57. LOURENÇO, E. J. V. **Avaliação da osteogênese com proteínas ósseas morfogenéticas (BMPs): análise em defeitos na calvária e ao redor de implantes de titânio em coelhos**. 2002. 191f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2002.
58. MACEDO, C. A. S.; GALIA, C. R.; SILVA, A.L.B. et al. Comparação da resistência à compressão do osso bovino congelado e liofilizado. **Rev Bras Ortop.**, v. 34, n. 9/10, p. 529-534, set./out., 1999.

59. MAGINI, R. et al. **Cirurgias ósseas pré implante**. São Paulo: Sonopress, 2001. 1 CD-ROM.
60. MAGINI, R.S. **Enxerto ósseo no seio maxilar: estética e função**. São Paulo: Santos Editora, 2006.
61. MARCACCINI, A. M. **Avaliação do plasma rico em plaquetas no tratamento de defeitos ósseos e lesões periondontais de furca grau II: estudos histológico e histomorfométrico em cães**. 2004. 244f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Faculdade Estadual Paulista. 2004.
62. MONTAZEM, A. et al. The mandibular symphysis as a donor site in maxillofacial bone grafting: a quantitative anatomic study. **J Oral Maxillofac Surg**, Philadelphia, v.58, n. 12, p. 1368-1371, dec. 2000.
63. MORA, F.A.R. **Fabricação de implantes ortopédicos a partir de usinagem de osso humano**, 2000. 221f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2000.
64. MOREIRA, Adriana Santos Barone, PASTORELI, Monica Tempeste, DAMASCENO, Luiz Henrique Fonseca *et al.* Influence of dimensions of hydroxiapatite granules upon bone integration: an experimental study. **Acta Ortop. Bras.**, v. 11, 4, p.240-250, oct./dec. 2003.
65. MUNHOZ, Etienne de Andrade. **Avaliação radiográfica de enxerto ósseo xenogênica em alvéolos de terceiros molares inferiores não irrompidos**. 2005. 143f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2005.
66. MUNIZ, J.H.C. **Exercícios físicos programados para o crescimento**. Disponível em: <<http://www.heromar.com.br/artcient.htm>>. Acesso em: 19 mar. 2006.
67. NOJIMA, L.I.; GONÇALVES M. C. **Mudanças tissulares decorrentes do movimento ortodôntico**. Disponível em: <<http://www.odontologia.com.br/imprimir.asp?id=216&idesp=14>>. Acesso em: 4 março 2006.
68. OLIVEIRA, R.C.; SICCA, C.M. Efeito da temperatura de desproteinização no preparo de osso cortical bovino microgranular: avaliação microscópica e bioquímica da resposta celular em subcutâneo de ratos. **Rev. Fob.**, v.7, n. 3/4, p.85-93, jul./dez. 1999
69. OSTEOPATIA. Disponível em: < <http://osteopatia.no.sapo.pt/> > . Acesso em 19 mar. 2006.
70. PDAMED. **Dicionário digital de termos médicos 2006**. Disponível em: < http://www.pdamed.com.br/diciomed/pdamed_0001_2791.php >. Acesso em 18 mar. 2006.
71. PIATTELI, A.; PODDA, G.; SCORANO, A. Clinical and histological results in alveolar ridge enlargement using coralline calcium carbonate. **Biomaterials**, Oxford, v. 18, n. 8, p. 623-629, apr. 1997.
72. PONTUAL, M. A. B.; MAGINI, R. S. **Plasma rico em plaquetas (PRP) e fatores de crescimento: das pesquisas científicas à clínica odontológica**. São Paulo: Santos, 2004. 308p.

73. PRIBERAM. **Dicionário:** língua portuguesa on-line. Disponível em: <<http://www.priberam.pt/dlpo/dlpo.aspx>>. Acesso em 19 mar. 2006.
74. RAGHOEBAR, G. M. et al. Bone grafting of the floor of the maxillary sinus for the placement of endosseous implants. **Br J Oral Maxillofac Surg**, v.35, p.117-135, 1997.
75. REIS, Luís Francisco Gomes. **Contribuição da ergonomia para concepção de centrais de esterilização de instrumentos odontológicos**. 2000. 140 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia da Produção) - Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2000.
76. RHO, J.Y., KUHN-SPEARING, L. e ZIOUPOS, P. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. **Medical Engineering & Physics**, v. 20, p. 92-102, 1998.
77. RODRIGUES, P. C.: **Bioestatística**. 2. ed. aumentada. Niterói: EDUFF, 1993.
78. Rosen. C.J. **Restaurando ossos em envelhecimento:** a osteoporose pode incapacitar, mas uma avaliação de como o corpo constrói e perde massa óssea já permite tanto a prevenção como novas opções de tratamento. n.11, abr. 2003. Disponível em: <http://www2.uol.com.br/sciam/conteudo/materia/materia_19.html>. Acesso em 27 nov. 2005.
79. **S U R G I C A L M A N U A L : maestro: implant system**. Birmingham: Order BioHorizons products. Disponível em: <http://www.biohorizons.com/product_literature.htm> . Acesso em: 23 ago. 2005.
80. SALGADO, J.F.M. **Avaliação da velocidade do processo de regeneração óssea primária, conjugando a técnica de regeneração óssea guiada com membrana de colágeno aniônico e terapia laser de baixa potência**. 2002. 117f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Universidade do Vale do Paraíba, 2002.
81. SALLES, B.W.; **Usinagem de parafuso de osso cortical bovino liofilizado**. 2002. 59f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2002.
82. SANADA, J.T.; RODRIGUES J. G. R. CANOVA, G.C. et al. Análise histológica, radiográfica e do perfil de imunoglobulinas após implantação de enxerto de osso esponjoso bovino desmineralizado em bloco em músculo de ratos. **J Appl Oral Sci.**, v.11, n. 3, p.209-215, 2003.
83. SANDVIK Coromant. **Online product catalogue**. Disponível em: <<http://www.coroguide.com/>> .Acesso em 23 jun. 2005.
84. SASSIOTO, Maria Cristina Pita, INOUE, Celso Massaschi, AYDOS, Ricardo Dutra *et al*. **Study of bone repair with bovine bone devitalized matrix and calcitonin in rats**. *Acta Cir. Bras.*, v.19, n.5, p.495-503, sep./oct. 2004.
85. SCHIOCHETT, C.; **Análise microscópica do comportamento tecidual de parafusos de osso bovino instalados em tíbia de coelho**. 130f.Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2002.

86. ŠEBEËIÆ, B.; GEBELICA, V.; PATRLJ, L. et al. Percutaneous Autologous Bone Marrow. **CMJ Online**, v.40, n.3, 1999. Disponível em: < <http://www.cmj.hr/1999/40/3/10411974.htm> > . Acesso em: 01 dez. 2005.
87. SICCA, C.M.; OLIVEIRA, R.C. Avaliação microscópica e bioquímica da resposta celular a enxertos de osso cortical bovino em subcutâneo de ratos: efeito do tamanho da partícula. **Rev. FOB**, v.8, n. 1/2, p.1-10, jan./jun. 2000.
88. SMITH, P.E. et al. Creutzfeldt-Jakob disease in a dairy farmer. **Lancet**, London, v. 346, n.8979, p.898, sept. 1995.
89. STEMMER, G.E. **Ferramentas de corte I**. 4.ed. Florianópolis: Editora da UFSC, 1995.
90. SONOHARA, M. K.; GREGHI, S. L. Avaliação da resposta biológica a diferentes barreiras mecânicas utilizadas na técnica de regeneração tecidual guiada (RTG). **Rev. Fac. Odont. Bauru**, v.2, n.4, p.96-102, out./dez. 1994. Disponível em: < http://www.fob.usp.br/Revista/conteudos/Revistas%20em%20PDF/1994/Rev1994-4_PDF/ARTIGO%2015.pdf >. Acesso em 19 mar. 2006.
91. SILVA, F.M. S; GERMANO, A.R.; MOREIRA, R.W.F. et al. Membranas absorvíveis x não-absorvíveis na implantodontia: revisão da literatura. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac.**, Camaragibe, v.5, n.2, p. 19 - 24, abr./jun. 2005.
92. TELECURSO 2000. A biblioteca Virtual do Estudante Brasileiro. **Aula 18**: rugosidade. Disponível em: <http://www.bibvirt.futuro.usp.br/textos/tem_outros/cursprofissionalizante/tc2000/metrologia/aula18.pdf>. Acesso em 19 mar. 2006.
93. TIO SAM. Enciclopédia online: protética. Disponível em: <<http://enciclopedia.tiosam.com/enciclopedia/enciclopedia.asp?title=Prot%C3%A9tica>>. Acesso em 18 mar. 2006.
94. TOSCANO, I.A. S.; RIBEIRO, M. L.; ROCHA, J. C. *et al.* Determination of carbaryl by ELISA (Enzyme-linked immunosorbent assay) and HPLC with photodiode array detection. **Quím. Nova**, v.23, n.4, p.466-471. July/Aug. 2000. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-40422000000400007>. Acesso em 19 mar. 2006.
95. UNIVERSIDADE de São Paulo. Laboratório de Biomecânica. Glossário de biomecânica. Disponível em: < http://www.usp.br/eef/biomecan/glos_biomec.htm >. Acesso em 19 mar. 2006.
96. UNIVERSIDADE Federal de Minas Gerais. LEPCom. **Biomaterial**. Disponível em: < <http://www.demet.ufmg.br/docentes/rodrigo/biomateriais.htm> >. Acesso em 18 mar. 2006.
97. UNIVERSIDADE Federal de São Paulo. Guia prático de Histologia. Disponível em: <<http://www.virtual.epm.br/material/histologia/histo/fig25.htm>>. Acesso em 27 mar. 2006.
98. UOL. Guia de Remédios. **Intoxicações humanas condutas de emergência**. Disponível em: < <http://www2.uol.com.br/remedios/intox.htm> >. Acesso em 19 mar. 2006.
99. VASHISHTH, D. **In-class case study**: determining the mechanical properties of bone using state-of-the-art mechanical testing system (MTS bionix). New York. Disponível em: <http://www.rpi.edu/~ostrat/tc-bme/_MTS_Package/>. Acesso em: 01 abril. 2005.
100. VERARDO, M.T. **Aborto: um direito ou um crime**. 1. ed. São Paulo: Moderna, 1987. Disponível em: < <http://www.jarbasjr.hpg.ig.com.br/aborto.htm> >. Acesso em: 18 mar. 2006.

101. VERCIK, L. C. de O., ASSIS, C. M. de, FOOK, M. V. Lia et al. Apatites coating "in vitro" on titanium: influence of the thermal treatment. **Eclet. Quím.**, v.28, n.1, p.25-31, 2003.
102. VIATUSALUD. **Diccionario.** Disponível em: < <http://www.viatusalud.com/diccionario.asp?s=Osteotom%C3%ADa>>. Acesso em 18 mar. 2006.
103. **WIKIPÉDIA. A enciclopédia livre:** espaços edêntulos. Disponível em: < http://pt.wikipedia.org/wiki/Espa%C3%A7os_edentulos>. Acesso em 18 mar. 2006.
104. VILELA, A.L.M. **Anatomia & fisiologias humanas.** Disponível em: < <http://www.afh.bio.br/cardio/Cardio5.asp>>. Acesso em 19 mar. 2006.
105. ZN. Clínica de fraturas Zona Norte. Disponível em : < <http://www.cfzn.com.br/gloss/default.asp?letra=m>>. Acesso em 19 mar. 2006.
106. ZENDRON, Mario Vinicius. **Estudo da formação óssea vertical em torno de implantes osteointegrados, obtida por um dispositivo de exclusão tecidual e modificada pelo emprego isolado de osso autógeno, osso bovino inorgânico e vidro bioativo** análise morfométrica em cães. Bauru, 2001. 127 f. Tese (Doutorado) - Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru.
107. ZILIOOTTO, L.; DALECK, C. R.; PADILHA FILHO, J. G. et al. A limb sparing surgery with the use of a cortical allograft preserved in glicerín: an experimental study in dogs. **Acta Cir. Bras.**, v.18, n.2, p.107-115, mar./apr. 2003.
108. YANO, C. **Osso por osso, dente por dente:** Células-tronco aceleram crescimento de tecido ósseo para fixação de implante dentário. 2005. Disponível em: < <http://cienciahoje.uol.com.br/controlPanel/materia/view/3602>>. Acesso em: 18 mar. 2006.

This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.